Aus dem Lehr- und Versuchsgut der Tierärztlichen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Arbeit angefertigt unter der Leitung von Prof. Dr. Armin M. Scholz

Untersuchungen zur Messung der Körperzusammensetzung und Knochenmineraldichte beim Schwein und beim Schaf mittels "Pencil-" und "Fan-Beam"-Dualenergie Röntgenabsorptiometrie

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der tiermedizinischen Doktorwürde
der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

von Rita Wenczel aus Budapest

München 2013

Gedruckt mit Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

Dekan:	Univ.-Prof. Dr. Joachim Braun
Berichterstatter:	Prof. Dr. Armin M. Scholz
Korreferent:	Univ.-Prof. Dr. Ellen Kienzle

Tag der Promotion: 20.Juli 2013

**Für mein ungeborenes Kind,
das mich bei der Vollendung der Arbeit
bereits tritt-kräftig begleitet hat**

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis

Tabellenverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

A	Bezeichnung für die Acrylblöcke des VCP
A_NORMAL	Name für den Modus “Adult Normal” des VCP
Am	Americium
Ant.	Anthropometrie
AP	**A**kustische **P**lethysmographie
AUTOFOM	vollautomatisches Klassifizierungsverfahren mit 16 Ultraschall-messköpfen zur Schätzung des Muskelfleischanteils am Schweineschlachtkörper
BFFM	Knochen- und fettgewebefreie Masse (bone and fat free mass)
BIA	**B**ioelektrische **I**mped**a**nzanalyse
BMC	Knochenmineralgehalt (**B**one **M**ineral **C**ontent)
BMD	Knochenmineraldichte (**B**one **M**ineral **D**ensity)
BMI	**B**ody **M**ass **I**ndex
C	Kohlenstoff
Ca	Kalzium
CA	**C**hemische **A**nalyse
CAT	**C**omputed **A**xial **T**omography
Ce	Cerium
Cl	Chlorid
CT	**C**omputer-Tomographie
Diff.	Differenz
DOS	**D**isc **O**peration **S**ystem (Betriebssystem für Microsoft)
DXA	Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie
DPX-IQ	Name des Pencil-beam Gerätes
FFM	Fettgewebefreie Masse (fat free mass)
G	Bezeichnung für die PVC-Auflagen beim VCP
GE	**G**eneral **E**lectrics
H	Wasserstoff (Hydrogen)
I	Jod
iDXA	Name des Fan-beam Gerätes
IQ	Kürzel für DPX-IQ

K	Kalium
K^{40}-G.	Kalium^{40}-Gammaspektrometrie
KGW	**K**örper**ge**wicht
Krea.	Kreatininausscheidungsanalyse
K-Schale	Kernschale eines Atoms
L	Kürzel für **L**endenwirbel
LVP	**L**uft**v**erdrängungs-**P**lethysmographie
Meth.	Methylhistidin-Ausscheidungsanalyse
Mg	Magnesium
MRT	**M**agnet**r**esonanz**t**omographie
MW	**M**ittel**w**ert
N	Stickstoff (Nitrogen)
Na	Natrium
NAA	**N**eutronen**a**ktivierungs**a**nalyse
NaI	Natrium-Jodid
NIR	**N**ah-**I**nfra**r**ot-Interaktanz
P	Phosphor
P_LARGE	Modus "Pädiatrie Large" des DPX-IQ
P_SMALL	Modus "Pädiatrie Small" des DPX-IQ
QDR	Name eines Hologic DXA Gerätes
RMSE	Standardschätzfehler (root mean squares error)
ROI	**R**egion **o**f **I**nterest
R-Wert	Verhältnis des Massenschwächungskoeffizienten der niedrigen Energiestufe zum Massenschwächungskoeffizienten der höheren Energiestufe (Röntgenschwächungskoeffizient)
S	Selen
Sm	Samarium
SQE	Erklärte Streuung (**S**um of **S**quares **E**xplained)
SQR	Residualstreuung (**S**um of **S**quares **R**esiduals)
SQT	Gesamtstreuung (**S**um of **S**quares **T**otal)
STABW	**St**andard**abw**eichung
STAND	Modus "Standard" des iDXA
T_1	Spin-Gitter-Relaxation (longitudinale Relaxation)
T_2	Spin-Spin-Relaxation (transversale Relaxation)
T12	12. Thorakalwirbel
TOBEC	Gesamtkörperleitfähigkeit (**To**tal **B**ody **E**lectrical **C**onductivity)
T.Tissue	**T**otal **T**issue (Gesamtgewebe)
US	**U**ltra**s**chall
u.U.	unter Umständen
UWW	**U**nter**w**asser**w**ägung
VC (%)	Variationskoeffizient
VCP	**V**ariable **C**omposition **P**hantom
Verd.	Verdünnungsanalyse
vs.	versus
W	Bezeichnung für die Vinylauflage beim VCP

Symbolverzeichnis

f_i	Massenanteil des i. Komponenten
f(x)	Funktion
HV	Hounsfield-Einheiten
I_0	Anfangsintensität der Röntgenstrahlen
I	Endintensität der Röntgenstrahlen
L	Dicke einer Substanz (bei einer Messung legen die Röntgenstrahlen diese Weg-**L**änge durch den Körper zurück
M	Absorber-Masse
n	Anzahl
P	Signifikanzniveau
r	Korrelationskoeffizient
R^2	Bestimmtheitsmaß, Regressionskoeffizient
Sv	Sievert
α	Achsenabschnitt
β	Steigung
ϵ	zufälliger Fehlerterm bei einer Funktion
μ	linearer Schwächungskoeffizient
μm	Massenschwächungskoeffizient
ρ	Dichte einer Substanz
σ	Körperdichte (g/ml)
$\widehat{\sigma}$	Standardabweichung der Schätzstatistik
$\widehat{y}$	prognostizierter Wert
$\overline{y}$	Mittelwert von y_{i-n}
$\overline{x}$	allgemeines Symbol für den Mittelwert

1. Einführung

Für die Messung der Körperzusammensetzung beim Menschen wurden verschiedene Methoden entwickelt. Dazu zählen die Computertomographie, die Magnetresonanztomographie, der Ultraschall und die Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (DXA). Diese Techniken eignen sich auch für die Bestimmung der Körperzusammensetzung bei unterschiedlichen Tierarten. Allerdings ist, bedingt durch die unterschiedliche Anatomie zwischen Mensch und Tier, jedes Gerät unterschiedlich gut einsetzbar ist. Deswegen werden gerade in der Tierzucht und den Nutztierwissenschaften verschiedene Studien an den Geräten durchgeführt. Beispielhaft sei hier die Leistungsprüfung bei Schweinen genannt.

Am Lehr- und Versuchsgut, an dem diese Arbeit durchgeführt wurde, werden DXA-Geräte für Studien über die Körperzusammensetzung bei Kälbern, Schweinen, Schafen, Puten, Hunden sowie Schildkröten eingesetzt. Mit dem technischen Fortschritt wurde das verwendete Pencil-Beam Gerät (GE Lunar DPX-IQ) durch ein Fan-Beam Gerät (GE Lunar iDXA) ersetzt. Da die gewonnenen Messdaten nicht 1 : 1 zwischen den Geräten übertragbar sind, wurde diese Studie angestellt.

Inhalt dieser Dissertation ist die Prüfung der Beziehung der Messergebnisse zwischen den Geräten GE Lunar DPX-IQ und GE Lunar iDXA anhand von Regressionsanalysen. Die daraus entstandenen Gleichungen sollen für die Umrechnung der Messergebnisse geräteübergreifender Studien eingesetzt werden können.

Für diese Untersuchung werden die am Lehr- und Versuchsgut meist verwendeten Modi des DPX-IQ ("Adult Normal", "Pädiatrie Large", "Pädiatrie Small") mit den Modi "Standard" und "Dick" des iDXA verglichen. Als Versuchstiere dienen narkotisierte Schweine, narkotisierte Schafe, sowie Schweine- und Schaf-Schlachtkörper. Für die Untersuchung der Genauigkeit wird ein "Variable Composition Phantom" eingesetzt. Dieses diente ebenfalls in der Dissertation von Ruge (2006) als standardisiertes Messobjekt. Die Autorin untersuchte in ihrer Studie damit bereits die Genauigkeit des DPX-IQ und verglich diese mit der Genauigkeit eines Norland XR26 Scanners. Die eigene Dissertation setzt auf die Ergebnisse der Dissertation von Ruge (2006) auf und führt die Untersuchung

für das iDXA durch.
Anhand der Versuchstiere wird jeweils der Fettgehalt, der Magerweichgewebegehalt, der Knochenmineralgehalt und die Knochenmineraldichte bestimmt. Anschließend wird aus den Messergebnissen das Gesamtgewebe berechnet. Um möglichst genaue Umrechnungsformeln finden zu können, werden Regressionsgleichungen für jede Tierart und jede Messgröße aufgestellt.
Im nachfolgenden Literaturteil werden die Funktionsweisen der gängigen Techniken zur Bestimmung der Körperzusammensetzung kurz zusammengefasst, um die Unterschiede zur Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie deutlicher hervorheben zu können. Die Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie wird in Kapitel 2.3 genau beschrieben.

2. Literaturteil

2.1. Das 5-Level-Modell

In dieser Arbeit wird die Körperzusammensetzung von Schweinen und Schafen mit Hilfe der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie anhand eines Drei-Komponenten-Modells ermittelt. In Kapitel 2.1.2 auf der nächsten Seite wird dieses Drei-Komponenten-Modell genau erläutert. Wang et al. (1992), Heymsfield et al. (1997) und Ellis (2000) erklären in ihren Arbeiten ein System bestehend aus 5 Ebenen, mit dessen Hilfe die Zusammensetzung des menschlichen Körpers interpretiert werden kann. Jede Ebene für sich beschreibt die Körperzusammensetzung jeweils auf eine andere Weise. Dieses "5-Level-Modell” beinhaltet eine atomare Ebene, eine molekulare Ebene, eine zelluläre Ebene, eine Ebene der Gewebesysteme und eine grobe anatomische Ebene.

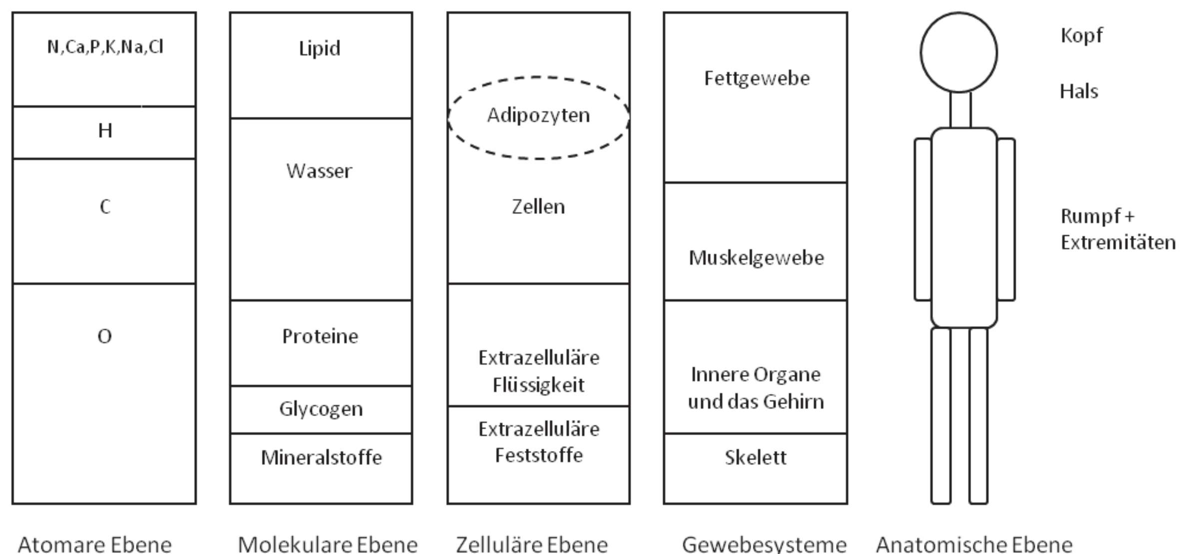


Abbildung 2.1.: Das “5-Level-Modell” modifiziert nach Heymsfield et al. (1997) und Ellis (2000)

Wichtig bei diesem Modell ist, dass die Komponenten höherer Level aus den Kompo-

nenten niedrigerer Level bestehen. Zum Beispiel enthält das Fettgewebe, aus der Ebene der Gewebesysteme, Adipozyten aus der zellulären Ebene, Lipide aus der molekularen Ebene und Kohlenstoff aus der atomaren Ebene. Ein weiteres, wichtiges Konzept ist das Vorhandensein eines konstanten Gleichgewichtes zwischen verschiedenen Komponenten innerhalb eines Individuums, solange Körpergewicht und der Hydrierungsstatus unverändert bleiben [Wang et al. (1992); Heymsfield et al. (1997); Ellis (2000)].

2.1.1. Die atomare Ebene

Der menschliche Körper beinhaltet ca. 50 der 106 in der Natur vorkommenden Elemente. Die vier Elemente O, C, H, N bilden über 95% der Körpermasse. Mit den sieben zusätzlichen Elementen Na, K, P, Cl, Ca, Mg und S stellen sie über 99% der Körpermasse dar. Viele dieser Elemente stehen in einem stabilen Verhältnis mit anderen Elementen oder mit anderen Körperkomponenten. Diese Gleichgewichte können anhand von einfachen Formeln dargestellt werden. Einige davon sind:

- S/N = 0,062
- N/Protein = 0,16
- C/Triglycerid = 0,77
- K/Intrazelluläres Wasser = 150 mmol/Liter
- H/Körpergewicht = 0,10

Anhand dieser Gleichungen können unbekannte Körperkomponente mit Hilfe der bekannten errechnet werden. Viele der Gleichgewichte zwischen den einzelnen Komponenten dürfen nur in gesunden Individuen herangezogen werden. Ein Beispiel hierfür ist das Gesamtkörper-Kalium, welches verwendet werden kann, um das intrazelluläre Wasser zu schätzen. Aufgrund von Verschiebungen im Elektrolyt-Haushalt kann sich dieses Gleichgewicht krankheits- oder altersbedingt verändern [Wang et al. (1992); Heymsfield et al. (1997); Ellis (2000)].

2.1.2. Die molekulare Ebene

Auf der molekularen Ebene unterteilt man den menschlichen Körper in fünf große Gruppen: Lipide, Wasser, Proteine, Kohlenhydrate und Mineralstoffe. Diese können wiederum in Untergruppen aufgeteilt werden. Triglyceride oder Fett werden als Untergruppe

von Lipiden betrachtet, das Extra- und das Intrazelluläre Wasser als Untergruppe vom Gesamtkörperwasser, und Knochenmineralstoffe und "Mineralstoffe des Weichgewebes" als Teil der gesamten Mineralstoffe. Die Komponenten werden miteinander kombiniert, woraus sich Modelle ergeben, um die Körperzusammensetzung zu bestimmen.

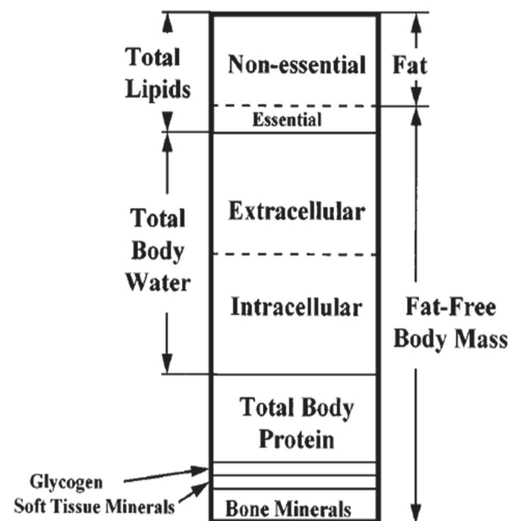


Abbildung 2.2.: Komponenten der molekularen Ebene [Heymsfield et al. (1997)]

- Das Zwei-Komponenten-Modell definiert das Körpergewicht durch die Summe von Fett und fettfreier-Körpermasse.
- Das Drei-Komponenten-Modell bestimmt das Körpergewicht durch die Addition von Fett, Wasser und Restmasse (Summe aus Kohlenhydraten, Mineralstoffen und Protein), oder durch die Summe von Fett, Knochenmineral und Magerweichgewebe. Dieses Drei-Komponenten-Modell wird auch bei der Messung der Körperzusammensetzung mit Hilfe der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie herangezogen.
- Das Vier-Komponenten-Modell beruht auf der Addition von Fett, Wasser, Mineralstoffe und Restmasse (Summe aus Kohlenhydraten und Protein)

[Wang et al. (1992); Heymsfield et al. (1997); Ellis (2000)].

2.1.3. Die zelluläre Ebene

Das traditionelle zelluläre Modell beinhaltet 3 Komponenten: die Zellmasse, die extrazelluläre Flüssigkeit und die extrazellulären Feststoffe. Die extrazellulären Feststoffe sind

für eine klinische Auswertung nicht von Interesse, da sie hauptsächlich aus Knochenmineral, Kollagen, retikulären und elastischen Fasern bestehen. Hier kommt dieses zelluläre Modell zur Anwendung:
Körpergewicht = extrazelluläre Flüssigkeit + extrazelluläre Feststoffe + Zellmasse.
Die nachfolgenden Gleichungen können auf der zellulären Ebene verwendet werden:

- K/Zellmasse = 4,69 g/kg
- Ca/extrazelluläre Feststoffe = 0,177 g/kg
- Extrazelluläres Wasser/Extrazelluläre Flüssigkeit = 0,92

[Wang et al. (1992); Heymsfield et al. (1997); Ellis (2000)].

2.1.4. Die Ebene der Gewebesysteme

Die Ebene der Gewebesysteme beinhaltet das Fettgewebe, das Muskelgewebe, das Knochengewebe, die Inneren Organe und das Gehirn. Des Weiteren ist das Fettgewebe unterteilt in subkutanes Fett, viszerales Fett, Fett des gelben Knochenmarks und interstitielles Fett. Auch dieser Ebene werden stabile Verhältnisse unterstellt, die mit folgenden Gleichungen beschrieben werden können:

- Skelettmuskulatur/Fettgewebsfreie Körpermasse = 0,54 (für Männer) oder 0,49 (für Frauen)
- K/Skelettmuskulatur = 3 g/kg
- Fett/Fettgewebe = 0,8
- Knochenmineral/Knochen = 0,54

[Wang et al. (1992); Heymsfield et al. (1997); Ellis (2000)].

2.1.5. Die anatomische Ebene

Die grobe Einteilung des menschlichen Körpers erfolgt in Kopf, Hals, Rumpf, obere und untere Extremitäten. Zur Beurteilung der anatomischen Ebene werden Anthropometrische Untersuchungen herangezogen, welche auf der Untersuchung der Körpermaße wie Körpergewicht, Körperlänge, Umfang und Länge bestimmter Körperregionen und der Hautfaltendicke beruhen [Wang et al. (1992); Heymsfield et al. (1997); Ellis (2000)].

2.1.6. Untersuchungsverfahren zur Bestimmung der Körperzusammensetzung in Bezug auf die verschiedenen Ebenen

Wie für die anatomische Ebene beschrieben, gibt es auch für die meisten anderen Ebenen verschiedene Untersuchungsverfahren, um die einzelnen Komponenten zu bestimmen. In der nachfolgenden Tabelle werden diese Untersuchungsmethoden aufgezeigt. In Kapitel 2.2 auf der nächsten Seite wird auf die einzelnen Methoden genau eingegangen. Die Funktionsweise der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie wird in Kapitel 2.3 auf Seite 27 genau erläutert.

Tabelle 2.1.: Methoden zur Bestimmung der Körperzusammensetzung im Zusammenhang mit dem "5-Level-Modell" [modifiziert nach Wang et al. (1992) und Heymsfield et al. (1997)]

Atomare Ebene	Chemische Analyse Neutronenaktivierungsanalyse (NAA) $Kalium^{40}$-Gammaspektrometrie
Molekulare Ebene	Bioelektrische-Impedanzanalyse (BIA) Gesamtkörperleitfähigkeit (TOBEC) **Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (DXA)** Nah-Infrarot-Interaktanz
Ebene der Gewebesysteme	Computertomographie (CT) Magnetresonanztomographie (MRT) Sonographie Kreatininausscheidungsanalyse 3-Methylhistidin-Ausscheidungsanalyse Unterwasserwägung (UWW) Luftverdrängungs-Plethysmographie (LVP)
Anatomische Ebene	Anthropometrie

2.2. Methoden zur Messung der Körperzusammensetzung

Besonders in der Tierzucht hat die Ermittlung der Körperzusammensetzung "in vivo" eine große wirtschaftliche Bedeutung. Um bereits bei den lebenden Nutztieren, vor allem bei den fleischliefernden Tieren, deren Schlachtkörperwert mit ausreichender Genauigkeit bestimmen zu können, erfolgt die Suche nach geeigneten Methoden mit besonderem Forschungsinteresse. Das Ziel der Tierzucht ist diesbezüglich das Generationsintervall zu verkürzen, und die Selektion effektiv und wirtschaftlich zu gestalten. Folgende Anforderungen zur Messung der Körperzusammensetzung wurden von Ferrel und Cornelius (1984) definiert und gelten heute noch als wichtige Grundlage für die Bewertung von verschiedenen Methoden:

- hohe Messgenauigkeit
- leichte Bedienbarkeit
- Wirtschaftlichkeit (Anschaffungs- und Betriebskosten)
- breites Untersuchungsspektrum bezüglich Alter und Körperzusammensetzung der Tiere
- minimalinvasiv

Scholz und Baulain (2009) erachten außerdem folgende Punkte für wichtig:

- hohe Messgeschwindigkeit
- geringer Mess- und Analyseaufwand
- Robustheit des Gerätes gegen mechanische Einflüsse und Umweltbelastung
- öffentliche Akzeptanz

Nach Deurenberg und Schutz (1995) kann man zwei Gruppen, die direkten und die indirekten Methoden unterscheiden. Unter direkten Methoden versteht man die unmittelbaren Messungen, wie sie etwa bei der chemischen Analyse durchgeführt werden. Bei den indirekten Methoden werden Primärdaten der Körperzusammensetzung für weitere Berechnungen genutzt. In der nachfolgenden Tabelle sind alle gängigen Methoden in diese 2 Kategorien eingeteilt.

Tabelle 2.2.: Methoden zur Bestimmung der Körperzusammensetzung eingeteilt nach Deurenberg und Schutz (1995)

direkte Methoden	**indirekte Methoden**
Chemische Analyse Neutronenaktivierungsanalyse	Anthropometrie Densitometrie (UWW/LVP/AP) Kalium^{40}-Gammaspektrometrie Bioelektrische Impedanzanalyse (BIA) Gesamtkörperleitfähigkeit (TOBEC) Kreatininausscheidungsanalyse 3-Methylhistidin-Ausscheidungsanalyse Verdünnungsanalyse Nah-Infrarot-Interaktanz Sonographie Computertomographie (CT) Magnetresonanztomographie (MRT) **Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (DXA)**

2.2.1. Direkte Methoden

2.2.1.1. Chemische Analyse

Das Verfahren der chemischen Analyse zur Bestimmung der Körperzusammensetzung setzt den Tod des zu untersuchenden Objektes voraus. Die ersten Aufzeichnungen über diese Methode bei Schwein, Schaf und Rind werden auf Mitte des 19. Jahrhunderts datiert [Scholz (2002)].
In der (Nutz-)Tierwissenschaft dient die chemische Analyse nach wie vor als Standardmessverfahren zur Bewertung anderer Methoden [z.B.: Kienzle et al. (1998), Pintauro et al. (1996), Lukaski et al. (1999), Speakman et al. (2001)].
Die zu untersuchenden Objekte werden meist zerlegt und homogenisiert. Anschließend kann zum Beispiel der Gehalt an Rohfett durch Ether-Extraktion, der Gehalt an Rohprotein durch das Kjeldahlverfahren (N x 6,25), die Trockensubstanz (= ursprüngliche Substanz - Rohwasser durch Trocknung) und die Rohasche (Veraschung im Muffelofen) bestimmt werden [Kamphues et al. (1999)].

2.2.1.2. Neutronenaktivierungsanalyse (NAA)

Die Neutronenaktivierungsanalyse ist die einzig verfügbare Methode welche die Körperzusammensetzung "in vivo" auf Elementarniveau bestimmen kann [Ellis (2000)].
Das Prinzip beruht auf der Bestrahlung des Körpers mit Neutronen. Die zu untersu-

chenden Elemente werden dabei kurzzeitig in instabile Isotope umgewandelt. Sie senden bei ihrer "Rückkehr" in einen stabilen Zustand eine charakteristische, durchdringende Röntgenstrahlung aus, welche durch Detektoren gemessen wird [Lukaski (1987)].
Mit diesem Verfahren können alle wichtigen im Körper vorkommenden Elemente wie Wasserstoff, Sauerstoff, Kohlenstoff, Stickstoff, Calcium, Phosphor, Natrium und Chlor mit einer hohen Genauigkeit "in vivo" bestimmt werden. Kalium wird mit Hilfe der Kalium^{40}-Gammaspektometrie quantifiziert [Ellis (2000), Scholz (2002)].
Die hohen Kosten, die Notwendigkeit eines Spezialpersonals, die aufwendige und zudem relativ langsame Messtechnik (15 - 60 Minuten) und der Gebrauch an ionisierender Strahlung verhindern, dass sich die Neutronenaktivierungsanalyse zu einer Standardmethode entwickelt [Lukaski (1987), Scholz (2002)].

2.2.2. Indirekte Methoden

2.2.2.1. Anthropometrie

Die Grundlagen der Anthropometrie beruhen darauf die Körperzusammensetzung mit einfachen Instrumenten und leicht zu messenden Körperdaten festzustellen. Beurteilt werden dabei zum Beispiel die Hautfaltendicke und der Umfang bestimmter Gliedmaßen. Daraus kann dann mit Hilfe bestimmter Gleichungen die Körperzusammensetzung errechnet werden. Auf diesem Gebiet gibt es etliche Studien mit verschiedenen Formeln zur Berechnung der Körperkomponenten, bei welchen allerdings immer die zugrundeliegenden Patienten berücksichtigt werden müssen.
Wilmore und Behnke (1968) erarbeiteten zum Beispiel Gleichungen zur Ermittlung der Körperdichte und der fettfreien Masse bei Schülern. Dazu verwendeten sie Messdaten wie die Kopflänge, den Kopfumfang, Knie-, Ellbogen- und Brustumfang. Die anschließenden Untersuchungen der Gleichungen mit erwachsenen Männern und Frauen ergaben allerdings geringere Korrelationskoeffizienten (Männer: r = 0,73 - 0,82; Frauen: r = 0,77 - 0,80) als von den Autoren erhofft. Diese Ergebnisse veranschaulichen, dass gefundene anthropometrische Modelle immer nur an der Populationsgruppe angewendet werden können, an welcher sie erstellt wurden [Lukaski (1987)].
Eine häufig verwendete Form der Anthropometrie in der Humanmedizin ist die Berechnung des "Body Mass Index" (BMI). Durch die einfache Anwendung der Messgeräte (Körperwaage und Maßband) kann jeder auf diese Methode zurückgreifen. Mit der Formel "Gewicht/Körpergröße^2" lässt sich beim Patienten Übergewicht oder Untergewicht feststellen. Auch hier ist zum Beispiel das Alter und das Geschlecht der Patienten mit

zu berücksichtigen [Ellis (2000)].
Eine zweite anthropometrische Technik mit einfachen Anwendungsmöglichkeiten ist die Messung der Hautfaltendicke. Sie beruht auf der Annahme, dass ein konstantes Verhältnis zwischen dem subkutanen Fettgewebe und dem Gesamtkörperfettgehalt besteht. Die gemessenen Stellen sollen darüber hinaus die durchschnittliche Dicke des subkutanen Fettes wiedergeben [Lukaski (1987), Ellis (2000)]. Zu beachten ist, dass sich die Präzision dieser Methode als sehr variabel erwiesen hat und abhängig ist von der untersuchenden Person. Das jahrelange Hinterfragen der Genauigkeit hat als Ergebnis, dass auch hier ein Zusammenhang zwischen der jeweiligen Populationsgruppe und den Messergebnissen festgestellt wurde [Ellis (2001), Wang et al. (2000)].
Eine weitere Studie stellten Ball et al. (2004) an, in der sie die Ergebnisse anthropometrischer Messungen mit denen aus Messungen mit der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie verglichen. Bestimmt wurde der Körperfettgehalt von insgesamt 160 Männern. Die Untersuchung der einzelnen Patienten fand jeweils mit beiden Geräten an einem Tag statt, um mögliche Schwankungen in der Körperzusammensetzung auszuschließen. Die Anthropometrie beinhaltete das Feststellen des Hüft- und des Taillenumfanges, sowie die Messung der Hautfaltendicke an mindestens zwei verschiedenen Stellen. Die Vorgaben und die Berechnungen richteten sich nach Studien von Jackson und Pollock (1985). In diesem Vergleich wurde eine hohe Korrelation ($r = 0{,}92 - 0{,}94$) beim Gesamtkörperfettgehalt zwischen den beiden Methoden festgestellt, allerdings wurde bei jeder Messung der absolute Fettgehalt mit der Anthropometrie um 3,1 - 3,3 % gegenüber DXA unterschätzt.
Auch auf dem Nutztiersektor gibt es in Anlehnung an anthropometrische Methoden durchgeführte Studien. Mirosh et al. (1981) untersuchten die Korrelation zwischen abdominalem Fett und der Flügelhautdicke und der Dicke der Federkiele im Bereich des Humerus bei 661 Hühnern der Gattung Gallus gallus domesticus. Die Korrelationskoeffizienten wiesen eine schlechte Übereinstimmung auf ($r = 0{,}01 - 0{,}18$), so dass es nicht möglich war das abdominale Fett mittels der oben genannten Methoden vorherzusagen. Wie auch von Schöllhorn (2007) beschrieben, ist eine etwas bessere Methode auf diesem Sektor die Entwicklung eines speziellen Maßbandes, mit dessen Hilfe, durch die Messung des Brustumfanges, das Gesamtgewicht bei Rindern, bzw. das Schlachtgewicht bei Schweinen geschätzt werden kann.

2.2.2.2. Densitometrie (Unterwasserwägung, Luftverdrängungs-Plethysmographie und akustische Plethysmographie)

Die häufigste Form der Densitometrie ist die Unterwasserwägung. Sie basiert auf der Grundlage eines 2-Komponenten-Systems, in dem der Körper in Fett und fettfreie Masse aufgeteilt wird. Bei dieser Methode muss der Patient in einen mit Wasser gefüllten Tank "bei ausgeatmeter Luft" 30 Sekunden lang komplett eintauchen. Ein fettarmer Körper “wiegt” unter Wasser vergleichsweise mehr als ein Körper mit höherem Fettanteil, da Knochen- und Muskelgewebe dichter als Fettgewebe sind. Das verdrängte Wasservolumen und/oder das Unterwassergewicht des Patienten kombiniert mit dem "normalen" Gewicht des Patienten werden verwendet um die spezifische Dichte des Körpers zu berechnen [Ellis (2000)]. Es wird angenommen, dass die chemische Zusammensetzung, und somit die Dichte des fettfreien Körpers, relativ konstant ist und sich erheblich von der Dichte des Fettes unterscheidet [Lukaski (1987)].
Verschiedene Autoren untersuchten den Zusammenhang der spezifischen Dichte des Körpers (σ, in g/ml) und des prozentualen Körperfettgehaltes und stellten Gleichungen zur Berechnung auf. Ellis (2000) fasst einige dieser Formeln in seiner Studie zusammen, wie zum Beispiel die von Siri (1961) und Brozek et al. (1963).

$$Körperfett\% = [(4,950/\sigma) - 4,500] * 100 \quad \text{(Siri 1956)} \tag{2.1}$$

$$Körperfett\% = [(4,570/\sigma) - 4,142] * 100 \quad \text{(Brozek et al. 1963)} \tag{2.2}$$

Es ist zu berücksichtigen, dass Unterschiede in Geschlecht und Volkszugehörigkeit bzw. in individuellen Ungleichheiten wie Entwicklung, sexueller Reife, Alter, Körperverfassung sowie Gesundheit zu Variationen in der Genauigkeit führen können. Deshalb wurden 3- und 4-Komponenten Modelle entwickelt, die zusätzliche Messungen der Zusammensetzung der fettfreien Masse (Wassergehalt, Protein, Mineralstoffe) ermöglichen. Darüber hinaus führen Unterschiede im Residualvolumen der Lunge und Gase im Verdauungstrakt zu erheblichen Fehlerquellen. Zum Beispiel führt ein Fehler von 100 ml Lungen-Residualvolumen zu einer Ungenauigkeit in der Körperfettmessung von 1%. Wenn das Residualvolumen nicht gemessen sondern anhand von Gleichungen geschätzt wird, entstehen Fehler von 300 - 400 ml. Das führt zu Ungenauigkeiten in der Körperfettmessung von 3 - 4 %. Trotz dieser Fehlerquellen wird die Unterwasserwägung in der Humanmedizin häufig eingesetzt, vor allem bei Patienten die keiner Röntgenstrahlung ausgesetzt werden dürfen, wie schwangere Frauen [Ellis (2000)].

In der Tiermedizin ist diese Methode nicht geeignet, da sie bei lebenden Tieren nur schwer angewendet werden kann [Scholz (2002)].
In letzter Zeit wird die Unterwasserwägung immer häufiger von der Luftverdrängungs-Plethysmographie abgelöst. Die Vorteile sind, dass die Patienten nicht vollständig in Wasser getaucht werden müssen und diese Methode somit bei Kindern und auch bei Tieren leichter angewendet werden kann. Sie basiert auf dem gleichen Prinzip wie die Unterwasserwägung, weshalb die oben erwähnten Ungenauigkeiten auch hier bestehen bleiben. Das System besteht aus zwei mit Luft gefüllten Kammern, die mit einer verschiebbaren Membran voneinander getrennt sind. Wenn der Patient in die Kammer gebracht wird, entsteht eine Volumenänderung, wodurch sich die Membran etwas bewegt. Durch das klassische Verhältnis von Druck und Volumen bei einer fixen Temperatur, wird das Volumen der Kammer mit dem Patienten berechnet [Ellis (2000)].
Eine weitere Möglichkeit der Densitometrie bietet die akustische Plethysmographie. Sheng et al. (1988) beschrieben in einer Studie diese Methode. Dabei wird das Prinzip eines Helmholtz-Resonators genutzt. Die Resonanzfrequenz einer Kammer ändert sich, wenn ein Objekt darin platziert wird. Diese Änderung wird herangezogen, um das Volumen dieses Objektes zu messen. Bei dieser Studie wurden Wiederholungsmessungen anhand von 13 Miniatur-Schweinen durchgeführt. Der Variationskoeffizient lag zwischen 0,3 und 3,2 %, wobei sich die Messwerte nicht signifikant von den Ergebnissen aus der chemischen Analyse unterschieden.

2.2.2.3. Kalium^{40}-Gammaspektrometrie

Kalium befindet sich im Körper fast ausschließlich intrazellulär und ist im Fettgewebe nicht vorhanden. Es unterstützt die Steuerung verschiedener Funktionen, wie die Regulierung des Wasser- und Elektrolythaushaltes, die Reizübertragung an Muskeln und Nervenzellen, sowie den Eiweißstoffwechsel [Scholz (2002)].
Auch Kalium^{40} existiert im Körper und sendet eine charakteristische Gammastrahlung von 1,46 MeV aus [Lukaski (1987)]. Diese Strahlung kann sowohl am lebenden Tier als auch am Schlachtkörper mit Hilfe der K^{40}-Flüssigkeits-Szintillation in einem Gesamtkörper-Zählgerät bestimmt werden. Damit lässt sich die Gesamtkörperzellmasse bzw. -magergewebemasse bestimmen, worüber der Fettgehalt berechnet werden kann [Scholz (2002), Siemens et al. (1991)]. Um eine möglichst genaue Messung zu erhalten, werden für die Zusammensetzung des Gerätes die 3 unten genannten Faktoren benötigt:

- Gammastrahlendetektoren mit guter Energieauflösung und hoher Effizienz

- Eine adäquate Abschirmung um das Objekt und die Detektoren um die Hintergrundstrahlung zu minimieren

- Ein Datenerfassungssystem welches die spezifische Strahlung von K^{40} (1,46 MeV) erfassen kann.

Je nach Design des Gerätes, abhängig von der Effektivität der Abschirmung, der Effizienz der Detektoren und der Größe des zu messenden Objektes kann die Untersuchungszeit ein paar Minuten bis hin zu einer Stunde dauern [Ellis (2000)]. Die durch die aufwendige Technik entstandenen hohen Gerätekosten und die begrenzte Anwendbarkeit limitieren die Verbreitung dieser Technik, weshalb sie nur in wenigen Nutztierstudien zur Ermittlung der Körperzusammensetzung herangezogen wird [Scholz (2002), Siemens et al. (1991)].
Zum Beispiel untersuchten Siemens et al. (1991) die Körperzusammensetzung bei lebenden Schweinen mit Hilfe der $Kalium^{40}$-Gammaspektrometrie. Diese Schweine wurden anschließend geschlachtet, und die Körperzusammensetzung wurde wieder mit Hilfe dieser Methode und mit Hilfe der chemischen Analyse bestimmt. Die "in vivo" gemessenen K^{40}-Emissions-Werte fielen im Vergleich zur chemischen Analyse schlechter aus als die "post mortem" gemessenen Werte. Die Korrelation zwischen dem Ganzkörper-K^{40}-Gehalt "in vivo" und dem chemisch ermittelten Kaliumgehalt ergab r = 0,51, wogegen die Korrelation zwischen dem "post mortem" ermittelten Kaliumgehalt und dem chemisch ermittelten Kaliumgehalt r = 0,7 betrug.

2.2.2.4. Bioelektrische Impedanzanalyse (BIA)

Die Bestimmung der Körperzusammensetzung mit Hilfe der Bioelektrischen Impedanz beruht auf der unterschiedlichen Leitfähigkeit verschiedener Körpersubstanzen. Dabei wird der Wechselstromwiderstand des Körpers (Impedanz) gemessen. Elektrolyt-reiche Körperflüssigkeiten haben eine geringere Impedanz als Lipide und Knochenmineralien, welche im Gegensatz dazu eine hohe Impedanz aufweisen [Lukaski (1987), Heymsfield et al. (1997); Ellis (2000)].
Die modernen Geräte verwenden meist die tetrapolare Methode, wobei 4 selbstklebende Elektroden am Körper angebracht werden. Die Stellen zum Anbringen der Elektroden sind genau vorgeschrieben, hauptsächlich werden jeweils 2 an der dorsalen Fläche einer Hand, und jeweils 2 auf der dorsalen Fläche eines Fußes positioniert [Lukaski (1987)].
Ein schmerzfreier und gleichmäßiger Wechselstrom von 800 µA und 50 kHz wird in den Körper geleitet, mit welchem die Impedanz-Messung erfolgt [Lukaski et al. (1985)].

Die Phasenverschiebung, welche durch den kapazitiven Effekt der Zellmembranen verursacht wird, wird ebenfalls gemessen. Diese wird verwendet um die Impedanz in 2 Komponenten aufzuteilen. Dadurch erhält man die Resistanz (Hochfrequenzwiderstand in Ohm) als Maß der Körperzusammensetzung und die Reaktanz (kapazitiver Widerstand in Ohm) als Maß der Zellmembrane (=Kondensatoren) und damit der Zellen im Organismus. Beide, Resistanz und Reaktanz, sind frequenz- und temperaturabhängig. Im menschlichen Körper besteht die Impedanz zu > 90 % aus der Resistanz [Baumgartner et al. (1998)]. Auch andere Variablen, wie Körperhaltung, Hydrierungszustand, Zeitabstand zur letzten Nahrungsaufnahme, vorangegangene körperliche Aktivität, Platzierung der Elektroden, Fehler in der Messung von Körperlänge und Körpergewicht sowie die Leitfähigkeit der Untersuchungseinrichtung beeinflussen die BIA-Messwerte. Aus dem Wechselstromwiderstand (Impedanz) des Körpers kann man auf den Körperwasser- und Körperfettgehalt schließen. Mit Hilfe von Regressionsgleichungen wird anschließend aus den Widerstandsmessungen und weiteren Variablen (Körperlänge, Körpergewicht, Gliedmaßenlänge) die Körperfettmasse bestimmt [Scholz (2002), Lukaski et al. (1985), Baumgartner et al. (1998)].
Auch bei landwirtschaftlichen Nutztieren wird die Methode der BIA angewendet, da das System leicht transportierbar und einfach zu bedienen ist [Scholz und Baulain (2009)]. Velazco et al. (1999) studierten die Anwendbarkeit der BIA um die Schlachtkörperzusammensetzung bei 3, 6, 9 und 12 Monate alten Holstein Ochsen zu bestimmen. Die Tiere wurden nach 20 stündigem Nahrungs- und Wasserentzug sediert, und in rechter Seitenlage auf einem nicht leitfähigem Untergrund untersucht. 2 Elektroden wurden auf jeder Gliedmaße der rechten Seite im Metatarsal- und Metacarpalbereich angebracht. Resistanz und Reaktanz wurden ermittelt, woraus die Impedanz und daraus die fettfreie Masse und das Weichgewebe bestimmt wurden. Die Messwerte wurden mit der chemischen Analyse derselben Tiere verglichen. Die Ergebnisse bestätigen, dass mit der BIA eine genaue Messung der fettfreien Masse in Schlachtkörpern bei Holstein Ochsen möglich ist (r = 0,77 - 0,99). Die Autoren weisen aber darauf hin, dass noch weitere Untersuchungen bezüglich der Platzierung der Elektroden, dem Füllungsgrad des Gastrointestinaltraktes und der Stärke und der Art des elektrischen Impulses nötig sind.

2.2.2.5. Gesamtkörperleitfähigkeit - Total Body Electrical Conductivity (TOBEC)

Die Messung der Körperzusammensetzung mit Hilfe der Gesamtkörperleitfähigkeit basiert auf den gleichen Grundlagen wie die Bioelektrische Impedanzanalyse. Wegen des größeren Wasser- und Elektrolytgehaltes zeigt Magergewebe eine bessere Leitfähigkeit

als Fettgewebe. Im Gegensatz zu der Bioelektrischen Impedanzanalyse erfolgen TOBEC-Messungen nicht mit Elektroden, die am Körper angeschlossen werden. Das TOBEC-Gerät besteht aus einer elektromagnetischen Zylinderspule, welche mit einer Wechselspannung von 2,5 bis 5,0 MHz betrieben wird. Damit baut sich ein magnetisches Feld innerhalb der Spule auf. Wird leitendes Material durch die Spule bewegt, induziert dies eine elektrische Spannung in diesem Material. Dieser Vorgang führt zu Energieverlust, welcher in Form von Wärme abgegeben wird. Außerdem vermindert der Energieverlust die Impedanz der Spule. Gemessen wird die Menge der absorbierten Energie. Es gibt zwei Arten von TOBEC-Geräten, welche sich nur geringfügig voneinander unterscheiden. Bei beiden Geräten wird das elektromagnetische Feld, wie oben beschrieben, durch ein darin platziertes, leitendes Objekt geschwächt. Die Abschwächung ist von der Masse des leitenden Materials abhängig, wie zum Beispiel der fettgewebefreien Masse. Bei dem ersten Gerätetyp wird das zu messende Objekt in der Spule positioniert, wobei das Messergebnis aus der Differenz zwischen der Spulen-Impedanz mit und ohne Objekt besteht. Bei der zweiten Art von TOBEC-Geräten muss das Objekt durch die Spule bewegt werden. Das Messergebnis besteht bei diesem Gerätetyp aus dem Phasendurchschnitt beziehungsweise aus der relativen Energieabsorption [Keim et al. (1988), Presta et al. (1983); Lukaski (1987); Scholz (2002)].
Die elektromagnetischen Messsignale während der Passage werden außerdem noch von der Geometrie, der Position und der Temperatur der zu messenden Objekte beeinflusst [Scholz (2002)]. Es gibt etliche Studien welche die TOBEC Methodik zur Messung der Körperzusammensetzung mit anderen Methoden vergleichen. Keim et al. (1988) zum Beispiel untersuchten sedierte Schweine von 48 - 137 kg und stellten eine hohe Korrelation zwischen den TOBEC-Messwerten und den Schlachtkörperdaten (leeres Gesamtkörperwasser: r = 0,980; fettfreie Masse des leeren Gesamtkörpers: r = 0,980; leeres Gesamtkörper-Rohprotein: r = 0,962; leeres Gesamtkörper-Kalium: r = 0,949) fest.
Einige Ornithologen erstellten Studien mit teilweise unterschiedlichen Ergebnissen. Castro et al. (1990) untersuchten 5 verschiedene Vogelarten mit einem Körpergewicht zwischen 18 g und 90 g. Ihre Ergebnisse zeigen, dass TOBEC-Messungen bei Vögeln ab 20 g eine sehr gute Beziehung zu der chemischen Analyse erreichen (R^2 = 0,95). Allerdings weisen sie darauf hin, dass die TOBEC-Geräte bei Tieren mit weniger als 20 g Körpergewicht keine genauen Messungen zulassen. Als Grund dafür führen sie die Fehlerquelle der exakten Positionierung auf. Asch und Roby (1995) verwendeten für ihre Studien 2 Vogelarten (Spatz und Star) mit einem durchschnittlichem Körpergewicht von 28,4 g und 83,7 g. Sie erzielten schlechtere Ergebnisse als ihre Vorgänger. Die TOBEC-Messungen

waren nicht präzise genug, um selbst große Schwankungen (z.B. 100%) im Fettgehalt zu erfassen. Durch diese Studie wurde ersichtlich, dass die Präzision dieser Methode sehr sensibel auf das Verhältnis von Körpergröße zu Spulengröße reagiert.
Durch die oben aufgeführten Probleme, wie die unterschiedliche Geometrie der Tiere, der Körpertemperatureinfluss, die Positionierung der Tiere sowie die Schwierigkeit der Messung bei Bewegung der Tiere findet die TOBEC-Methode in der Lebendtierbewertung nur wenig Anwendung [Scholz (2002), Mitchell und Scholz (2001)].

2.2.2.6. Kreatininausscheidungsanalyse und 3-Methylhistidin-Ausscheidungsanalyse

Kreatinin entsteht in der Leber und in der Niere durch eine nicht-enzymatische Hydrolyse aus intrazellulärem Kreatin und Phosphokreatin. Kreatin befindet sich, hauptsächlich in der Form von Phosphokreatin, zu 98 % in der Skelettmuskulatur [Borsook und Dubnoff (1947), Niekerk et al. (1963), Heymsfield et al. (1983), Lukaski (1987), Scholz (2002)]. Phosphokreatin dient der Muskulatur als Energiespeicher, womit die Gesamtmenge des Kreatins von der Muskelmasse abhängt. Die Exkretion von Kreatinin findet zum größten Teil über glomeruläre Filtration und tubuläre Sekretion in der Niere statt, weswegen die Messung der Kreatininausscheidung mit dem Urin über einen Zeitraum von 24 Stunden eine gute Möglichkeit bietet, auf die Gesamtmuskelmasse zu schließen [Heymsfield et al. (1983), Lukaski (1987), Scholz (2002)]. Einige Untersuchungen an Menschen und Tieren zeigen eine enge Beziehung zwischen der Menge an Kreatinin im Urin und der Muskelmasse bzw. dem Magerweichgewebe (r = 0,940 - 0,988) [Niekerk et al. (1963), Dinning et al. (1948), Forbes und Bruining (1976), Heymsfield et al. (1983)]. Allerdings zeigen gleichzeitig viele Studien eine erhebliche individuelle Schwankungsbreite in der täglichen Kreatininausscheidung [Lukaski (1987)]. Faktoren wie Alter, Geschlecht, Aktivitätsniveau, Ernährung, Reproduktionsstadium aber auch Infektionen, emotionaler Stress, Nierenerkrankungen und Muskelerkrankungen beeinflussen das Verhältnis zwischen der Muskelmasse und der Menge des ausgeschiedenen Kreatinins zum Teil erheblich. Zum Beispiel besitzen ältere Individuen durch die altersbedingte Atrophie der Muskelmasse eine geringere Kreatininausscheidung als jüngere. Extreme körperliche Aktivitäten können die Menge an Kreatininausscheidung bis zu 10 % erhöhen. Ebenso ergeben sich bei Niereninsuffizienz sowie nach Muskelerkrankungen erhöhte Werte [Heymsfield et al. (1983), Scholz (2002)].
Eine zweite Möglichkeit über Ausscheidungsanalyse die Muskelmasse zu bestimmen bietet die 3-Methylhistidin-Messung im Urin. 3-Methylhistidin befindet sich vor allem im

Aktin und Myosin der Skelettmuskulatur. Um die Gesamtkörperskelettmuskelmasse zu ermitteln muss die Ausscheidung über 24 Stunden gemessen werden [Wang et al. (1998), Scholz (2002)]. Laut Virgili et al. (1994) korreliert jedoch Kreatinin besser mit der Skelettmuskelmasse als 3-Methylhistidin. Ebenso wie Kreatinin wird die Methylhistidin-Ausscheidung durch verschiedene Faktoren wie die Ernährung beeinflusst, wodurch die Messungen für präzise Aussagen über die Körperzusammensetzung unter standardisierten Bedingungen erfolgen müssen [Scholz (2002)].

2.2.2.7. Verdünnungsanalyse

Das Volumen eines Körperkompartiments kann definiert werden als das Verhältnis der Indikatormenge, oral oder intravenös verabreicht, zu deren Konzentration in diesem Körperkompartiment nach einer vorgegebenen Wartezeit. Für die Analyse sind zwei Körperflüssigkeitsproben notwendig. Verwendet werden kann Blut, Urin oder Speichel. Die erste Probe muss kurz vor der Indikator-Applikation erfolgen, damit für die zweite Probe ein Vergleichswert vorliegt. Die zweite Probe wird nach einem vom Indikator und dem Probanden abhängigen Wartezeit genommen. Die Wartezeit muss der Verteilungsgeschwindigkeit des Indikators in dem jeweiligen Kompartiment (z.B. Gesamtkörperwasser) entsprechen. Vier Voraussetzungen müssen für jede Indikator-Verdünnungstechnik erfüllt werden [Ellis (2000)]:

1. Der Indikator nimmt das selbe Verteilungsvolumen ein wie das entsprechende Kompartiment,
2. die Verteilung erfolgt gleichmäßig,
3. während der Äquilibrierungszeit findet keine Metabolisierung statt,
4. die Verteilung des Indikators erfolgt relativ schnell.

Des weiteren darf der Indikator nicht toxisch sein, und im Falle von Körperwasser muss er auf die gleiche Art und Weise durch den Körper verstoffwechselt werden [Scholz und Baulain (2009)]. Als Indikatoren können zum Beispiel Antipyrin, radioaktives Tritium-Oxid, Oxygen^{18} oder Deuterium-Oxid verwendet werden. Die Methode der Analyse hängt von der Wahl des Indikators ab. Es gibt mehrere Möglichkeiten die Konzentration des Indikators in der Flüssigkeitsprobe zu bestimmen. Für Deuterium-Oxid, welches der am häufigsten verwendete Indikator für die Messung des Gesamtkörperwassers ist, wird die Analyse der Probe hauptsächlich mittels Infrarotspektroskopie durchgeführt [Lukaski et al. (1985); Ellis (2000); Scholz und Baulain (2009)].

Die Analyse der Körperzusammensetzung mit Hilfe der Verdünnungsmethode basiert auf dem Prinzip, dass das Gesamtkörperwasser mit ca. 74% bei einem Variationskoeffizienten von 2% eine anteilsmäßig fixe Fraktion der fettfreien Masse in ausgewachsenen Säugetieren darstellt [Wang et al. (1999), Scholz (2002)]. Über die Konzentration des Indikators in der 2. Probe wird das Volumen des Körperkompartiments berechnet. In den nächsten Schritten wird daraus die Masse des Magergewebes und des Fettgewebes bestimmt [Ellis (2000); Scholz (2002); Scholz und Baulain (2009)].
Einen negativen Einfluss auf die Untersuchung der Körperzusammensetzung mit Hilfe von Verdünnungsmethoden stellt der individuelle Unterschied des Gesamtkörperwassers dar. Der Wassergehalt in der fettfreien Masse bewegt sich tierart- und altersabhängig zwischen 74,0 % und 78,75 %. Noch nicht ausgewachsene Säugetiere haben einen höheren Anteil an Gesamtkörperwasser als ältere Individuen [Scholz (2002)]. Lukaski et al. (1985) stellten mit einer verbesserten Infrarot-Absorptiometrie Untersuchungen zur Indikatormenge von Deuterium-Oxid an, und erhielten auch mit einer geringen Menge an Deuterium-Oxid (10 g D_2O) gute Ergebnisse (Präzision 2,5%). Die Vorteile in der geringen Deuterium-Oxid-Dosis liegen in der Möglichkeit, die Messungen nach kurzen Abständen zu wiederholen, ohne eine hohe Deuterium-Oxid-Belastung zu erhalten. Außerdem kann das Deuterium-Oxid oral verabreicht werden, es können alle Körperflüssigkeiten beprobt werden und es werden nur geringe Mengen an Proben für die Analyse benötigt. Die Handhabung ist relativ einfach und preiswert [Lukaski et al. (1985)].

2.2.2.8. Nah-Infrarot-Interaktanz

Diese Methode basiert auf der Reflexion bzw. Absorption von infrarotem Licht durch unterschiedliche Gewebeschichten. Der Messkopf wird an einer geeigneten Körperstelle angesetzt und sendet Infrarotlicht mit einer Wellenlänge von 850-2600 nm in das Gewebe. Das Fettgewebe absorbiert bei einer bestimmten Wellenlänge das Infrarotlicht, wohingegen die fettfreie Masse das Infrarotlicht reflektiert. Die Intensität des reflektierten Lichts wird von Sensoren gemessen. Mit Hilfe eines Computers kann die individuelle Körperzusammensetzung ermittelt werden [Scholz (2002), Lukaski (1987)].
Um die Genauigkeit dieser Methode zu verbessern werden andere Körpermerkmale wie Körpergewicht, Geschlecht und Körpertyp in die Berechnung mit einbezogen. Da bei der Ermittlung dieser Merkmale, abhängig vom jeweiligen Untersucher, Diskrepanzen entstehen können, bleibt die Ungenauigkeit der Infrarot-Interaktanz weiterhin bestehen. Die positiven Aspekte dagegen sind die einfache, schnelle und bequeme Anwendbarkeit dieser Methode [Scholz (2002)].

In einer Studie mit 53 erwachsenen Frauen erhielten Conway et al. (1984) Korrelationskoeffizienten von r = 0,94 bzw. r = 0,90 und r = 0,84 zwischen der Nah-Infrarot-Interaktanz und der Deuterium-Oxid-Verdünnungsanalyse, der Messung der Hautfaltendicke und der Ultraschallmessung. In der darauf folgenden Studie von Polito et al. (1994) erhielten die Autoren etwas niedrigere Korrelationen bei der Messung des prozentualen Körperfettgehaltes mit Nah-Infrarot-Interaktanz verglichen mit der Densitometrie (r = 0,88 für Männer, r = 0,72 für Frauen).
Mitchell et al. (2005) untersuchten die Aussagekraft dieser Methode zur Schätzung der "In-vivo"- und Schlachtkörperzusammensetzung beim Schwein. Ohne Verwendung von Zusatzinformationen wie der Lebendmasse ergaben sich keine Korrelationen, die höher waren als r = 0,75 zwischen der chemischen Analyse und der Nah-Infrarot-Interaktanz. Drei Faktoren, welche die höheren Korrelationen der Messungen bei Menschen erklären, werden in der Studie erläutert:

1. exakt beschriebene anatomische Körperregionen der Menschen, welche sich für die Messung eignen,
2. die wesentlich dünnere Hautdicke der Menschen,
3. das in den meisten Fällen geringere subkutane Fettgewebe der Menschen, im Gegensatz zum Schwein.

Als alleinige Methode ist daher die Nah-Infrarot-Interaktanz zur Bestimmung der Körperzusammensetzung beim Schwein nicht geeignet. Allerdings ist es möglich mit zusätzlichen Hilfsmitteln wie Ultraschall eine Verbesserung dieser Methode zu erzielen [Mitchell et al. (2005)].

2.2.2.9. Sonographie

Die Brüder Curie entdeckten im Jahre 1880 den piezoelektrischen Effekt an Quarzkristallen. Die erste Verwendung des piezoelektrischen Effektes diente der Erzeugung von Ultraschallwellen. Die piezoelektrischen Kristalle verändern bei Druck ihre Dichte und erzeugen dabei eine elektrische Spannung. Beim Anlegen von elektrischer Spannung an die Kristalle werden diese wiederum in Bewegung versetzt. Durch schnelle Änderung der Spannung gerät der Kristall in Schwingung, welche an die Umgebung weitergegeben wird. Wird eine Wechselspannung an den Kristall angelegt, dehnt sich dieser abwechselnd aus und kontrahiert wieder. Durch die beiden oben beschriebenen Vorgänge können piezoelektrische Kristalle nicht nur Ultraschallwellen aussenden, sondern die reflektierten Wellen auch empfangen [Alexander et al. (2004)].

Ein Ultraschallgerät besteht aus einem Schallkopf, einem zentralen Steuergerät und dem Monitor. Im Schallkopf (Linear- oder Sektorschallkopf) befinden sich mehrere piezoelektrische Kristalle, welche die Ultraschallimpulse in das Gewebe aussenden bzw. die reflektierten Wellen aus dem untersuchten Gewebe empfangen. Das zentrale Steuergerät enthält die für die Ansteuerung benötigte Elektronik. Die reflektierten Schallwellen werden wie oben beschrieben vom Schallkopf empfangen und in elektrische Signale umgewandelt, welche am Monitor in Form eines zweidimensionalen Bildes angezeigt werden. Die Geräte stellen das Bild im selben Moment, in dem die Organe sonographiert werden, dar, sodass eine Echtzeit-Messung erfolgen kann. Bewegungen wie die Darmperistaltik sind somit gut ersichtlich [Alexander et al. (2004)].
Die Ausbreitung der Schallwellen hängt von der Eigenschaft des Gewebes ab. Für die Ultraschalluntersuchung wird ein Frequenzbereich von 2 bis teilweise 100 MHz [z.B.: Kaspar et al. (1999)] verwendet. Je tiefer die Schallwelle in das Gewebe eindringen muss, desto niedriger wird die Frequenz gewählt. Dadurch erhält man eine schlechtere Auflösung. Mit einer höheren Frequenz wird die Eindringtiefe reduziert, die Auflösung aber verbessert [Alexander et al. (2004)].
Die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schallwelle im Gewebe ist konstant, solange sich die Dichte des Ausbreitungsmediums nicht verändert. Trifft die Schallwelle auf eine Grenze von zwei Medien mit unterschiedlicher Dichte, ändert sich die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schallwelle. Den Wellenwiderstand des Gewebes nennt man auch akustische Impedanz. Die Gewebegrenze kann bis zu einem Impedanzunterschied von unter 1% ausreichend dargestellt werden [Alexander et al. (2004)].
Die Signalwiedergabe kann in 3 verschiedenen Modi (A-, B- und M-Modus) erfolgen. Der A-Modus (englisch: "amplitude") ist die älteste Form der Ultraschalldiagnostik und findet heute noch in der Ophthalmologie Anwendung. Dabei werden die Grenzschichten als verschieden hohe Peaks präsentiert, wobei die Lage der Peaks die Lokalisation des Gewebes im Körper anzeigt. Der B-Modus (englisch: "brightness modulation") zeigt das Gewebe als zweidimensionales schwarz-weiß Bild. Je stärker die Schallwelle reflektiert wird, desto heller erscheint der Bildpunkt. Die Zeit bis zur Reflektion der Schallwelle legt dabei die Tiefenposition des Bildpunktes fest. Der dritte Modus, M-Modus (Motion-Modus) bildet nicht das gesamte Bild ab, sondern nur eine Zeile. Wird der Schallkopf dabei stationär an einem Punkt gehalten, wird das Bild zeitlich fortlaufend am Monitor angezeigt. Dadurch entsteht ein Orts-Zeit-Diagramm, welche die dynamische Änderung von bestimmten Organen (z.B. Herz) verfolgt. Weiterhin kann mit Hilfe der Farbdopplersonographie die Durchblutung der Organe erfasst werden. Die reflektierte Schallwelle

ändert ihre Frequenz, sobald sie auf eine sich vom Schallkopf weg bewegende, oder auf den Schallkopf zu bewegende Fläche trifft. Dem entsprechend wird der Blutfluss, welcher sich auf den Schallkopf zu bewegt, rot gefärbt, der Blutfluss in die entgegengesetzte Richtung blau [Alexander et al. (2004)].
Weitere Entwicklungen stellen Geräte dar, die eine 3D-Darstellung ermöglichen. Mit zunehmender Bildqualität und Bildrate zeigen sie eine erfolgversprechende Methode auf, welche zu einer Vergleichbarkeit mit CT- und MRT-Bildern führen [Scholz (2002), Bauer et al. (1998), Franke et al. (1998)].
Für die Beurteilung der Körperzusammensetzung werden vor allem zweidimensionale Bilder ausgewertet. Sie liefern hauptsächlich Informationen über Fettgewebedepot- sowie Muskelquerschnitte, sind aber für die Auswertung des intramuskulären Fettgehaltes beim Schwein weniger gut geeignet [Busk und Olsen (Lillehammer, Norway 25–29 August 1996); Nitter und Kolb (1994), Scholz (2002)]. Angewendet wird die Ultraschalluntersuchung am lebenden Tier im Rahmen der Leistungsprüfung [Scholz und Baulain (2009), Wilson (1992), Müller und Polten (2004)] oder zur Schlachtkörperbewertung mit Hilfe des AUTOFOM-Gerätes [Brondum et al. (1998)].

2.2.2.10. Computertomographie (CT)

Die Computertomographie verwendet Röntgenstrahlen, die von einer rotierenden Quelle emittiert werden, um Schnittbilder des Körperinneren zu erzeugen. Die Grundlagen dafür schuf A.M. Cormak 1963, indem er den Absorptionskoeffizienten von Röntgenstrahlen durch ein flaches Objekt definierte, und ermöglichte die Unterschiede in der Intensität der Röntgenstrahlen in den verschiedenen Schichten zu messen [Alexander et al. (2004)]. Hounsfield (1973) konnte erstmals die räumlichen Verhältnisse im Gehirn computergestützt, auf nicht invasive Weise, bildlich darstellen.
Ein CT-Bild besteht aus einer Matrix mit vielen kleinen Pixel (Bildpunkten), welche die zweidimensionale Abbildung eines dreidimensionalen Gewebestücks (Voxel = volume element) darstellen. Die Dicke des Gebildes stellt die dritte Dimension des Gewebeblocks dar. Bei den konventionellen Geräten besteht die Matrix aus 256 x 256 Bildelementen, die "Spiral"-CAT-Scanner der jüngeren Generation besitzen eine höhere Auflösung von 1024 x 1024 Pixel. Ebenso wie die herkömmlichen zweidimensionalen Röntgenbilder bestehen die CT-Bilder aus verschiedenen Graustufen. Je nach Abschwächung der Röntgenstrahlen durch das Gewebe (linearer Massenschwächungskoeffizient; siehe Kapitel 2.3.2 auf Seite 28) werden diesem bestimmte Graustufen zugeordnet. Somit erhält man einen guten Kontrast zwischen Fett- und Magergewebe, im speziellen zwischen Weichgewebe

und Knochen. Der Kontrast zwischen verschiedenen Geweben und Organen innerhalb der Weichgewebekategorie ist im Verhältnis zur Magnetresonanztomographie deutlich eingeschränkt.
Der Patient liegt zur Untersuchung auf dem Patiententisch. Die Röntgenröhre emittiert die Röntgenstrahlen während sie mit dem gegenüberliegenden Detektor um 360° um den Patienten rotiert. Dies geschieht schrittweise in 1° oder 0,5° Schritten, sodass z.B. 360- oder 720- mal ein Signal ausgesendet wird. Auf dieser Weise werden pro Schicht verschiedene Ansichten erzeugt. Die Röntgenstrahlen passieren den Patienten, und werden je nach Gewebezusammensetzung unterschiedlich stark absorbiert oder gestreut. Die Detektoren messen die End-Intensität der Röntgenphotonen. Anschließend wird ein elektrisches Signal erzeugt und in Zahlenwerte konvertiert. Mit Hilfe mathematischer Berechnungen wird jeder Zahlenwert einem bestimmten Pixel zugeordnet. Der Zahlenwert ist von dem Gewebe abhängig und reicht von +1000 (kortikaler Knochen) bis -1000 (Luft) Hounsfield-Einheiten (HV). Die Zahl 0 wird Wasser zugeordnet [Scholz (2002), Alexander et al. (2004), Leymaster (1986)].
Die neuesten Geräte enthalten über 8 Detektoreinheiten, welche gleichzeitig um den Patienten kreisen. Die Standardumdrehungszeit dieser Mehrzeilen-Spiral-CT-Geräte beträgt 0,75 Sekunden, wobei bei einer Scanlänge von 16 bis 1440 mm, von 41 bis >1000 Bilder (z.B.: GE LightSpeed VCT) entstehen. Die Strahlenexposition beträgt für den zu untersuchenden Bereich zwischen 0,5 und 1 cSv (1cSv = 1/100 Sievert). Für die Berechnung der Körperzusammensetzung können auch quantitative CT-Geräte verwendet werden, welche nicht nur die Bilder, sondern auch die quantitativen Messwerte auf der Hounsfield-Skala liefern. Ähnlich wie bei der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie ermöglichen sie zum Beispiel die Überwachung der Osteoporose [Scholz (2002)].
Brenoe und Kolstad (2000) und Andrássy-Baka et al. (2003) untersuchten die Körperzusammensetzung und die Entwicklung von verschiedenen Putenrassen mit der Computertomographie. Andrássy-Baka et al. (2003) erklärten nach der Studie, dass die Computertomographie gut geeignet ist um anatomische Differenzen und Unterschiede in der Körperzusammensetzung von sehr unterschiedlichen Putentypen zu beschreiben. Brenoe und Kolstad (2000) wiesen aber auf die hohen Kosten dieser Untersuchungsmethode hin. Weitere Studien wurden mit anderen Tierarten wie zum Beispiel Schwein [Leymaster (1986)], Kaninchen [Szendrö et al. (2009)] und Schaf [Lambe et al. (2003), Lambe et al. (2008), Bunger et al. (2011)] durchgeführt. Obwohl die Computertomographie ein hohes Potential besitzt um die Körperzusammensetzung zu bestimmen, wird die Verwendung durch bestimmte Faktoren reduziert. Einerseits muss die ionisierende Strahlenbelastung

berücksichtigt werden, weswegen Routine-Ganzkörper-Scans, wiederholte Scans an einer Person, Scans bei Kindern und schwangeren Frauen nicht durchgeführt werden. Andererseits limitieren die hohen Kosten den Einsatz der modernen Geräte [Lukaski (1987)]. Dennoch verwendet Norsvin einen Mehrzeilen-CT-Scanner für die routinemäßige Leistungsprüfung von Zuchtebern in vivo. Das SRUC (Scotland´s Rural College) verwendet CT für die Leistungsprüfung beim Schaf [Bunger et al. (2011)].

2.2.2.11. Magnetresonanztomographie (MRT)

Die Magnetresonanztomographie stellt ebenso wie die Computertomographie ein Schnittbildverfahren dar, allerdings ohne dabei radioaktive Strahlung zu verwenden. Sie beruht auf dem physikalischen Effekt der Kernspinresonanz. Dieser ist charakterisiert durch die Masse des Teilchens, seine Geschwindigkeit und den Bahnradius. Die Eigenrotation der Protonen und Neutronen wird als Kernspin bezeichnet. Durch die Eigenrotation (Spin) der Protonen wird ein kleines, atomares Magnetfeld erzeugt. Dadurch weist jedes Atom die Eigenschaften eines kleinen Stabmagneten auf. Bringt man sie in ein stabiles Magnetfeld mit einem spezifischen Radiofrequenzimpuls ein, richten sich die Wasserstoffatomkerne entweder parallel oder antiparallel zum externen Magnetfeld aus und zeigen eine Kreiselbewegung um die Achse der Feldlinien [Tipler (2000)]. Die Kreiselbewegung wird auch Präzession genannt und kommt dadurch zustande, dass die Protonen neben dem Spin auch einen Drehimpuls besitzen. Die Geschwindigkeit mit der die Protonen diese Bewegung ausführen, also die Präzessionsfrequenz (auch Larmorfrequenz) hängt von der Magnetfeldstärke ab. Je stärker das Magnetfeld ist, desto höher ist die Frequenz. Die parallele Ausrichtung der Protonen ist energetisch günstiger, weswegen sich geringfügig mehr Protonen parallel als antiparallel ausrichten.
Grundsätzlich heben sich die im statischen Magnetfeld parallel und antiparallel ausgerichteten Protonen gegenseitig auf. Da allerdings geringfügig mehr Protonen parallel ausgerichtet sind, entsteht ein zum externen Magnetfeld parallel liegendes longitudinales Magnetfeld, welches von den Protonen induziert wird. Durch einen spezifischen Hochfrequenzimpuls (besitzt die gleiche Frequenz wie die Präzessionsfrequenz der Protonen) werden 2 Vorgänge ausgelöst [Hendrix (2003)]:

1. Durch einen Energietransfer auf die Protonen, welcher als Kernspin-Resonanz bezeichnet wird, erlangen die Protonen ein höheres Energieniveau und richten sich demzufolge antiparallel aus. Durch diesen Vorgang nimmt die longitudinale Magnetisierung ab.

2. Zusätzlich präzedieren die Protonen alle in Phase. Diesen Vorgang bezeichnet man als Phasenkohärenz. Sie bewirkt eine transversale Magnetisierung.

Durch das Abstellen des Hochfrequenzimpulses werden diese zwei Vorgänge rückgängig gemacht. Die Energie wird abgegeben, wodurch sich die Protonen wieder parallel ausrichten, und das longitudinale Magnetfeld zunimmt. Dieser Prozess wird auch longitudinale Relaxation oder Spin-Gitter-Relaxation (T_1) genannt. Außerdem gelangen die in Phase präzedierenden Protonen wieder außer Phase, wodurch die transversale Magentisierung abnimmt. Man bezeichnet diesen Vorgang als transversale Relaxation oder Spin-Spin-Relaxation (T_2) [Hendrix (2003), Bernau (2011)].
Bei der Rückkehr der Atomkerne in ihre Ausgangslage, geben sie die aufgenommene Energie in Form von Radiowellen wieder ab. Diese Radiowellen können mit Hilfe von Antennen empfangen und vom Computer als Grauwertstufen in Bildinformationen umgesetzt werden [Kauffmann et al. (2006)]. Da die häufigste Substanz im Körper das Wasser (über 70 %) ist, eignen sich daher die Wasserstoffatomkerne (Protonen) für die MR-Bildgebung am besten. Bei einer vorgegebenen Feldstärke von z.B. 1,5 oder 4 Tesla und einer vorgegebenen Pulssequenz ist die Signalintensität von der Protonendichte und den longitudinalen bzw. transversalen Relaxationszeiten abhängig. Diese werden durch die Struktur und den Aufbau der Gewebe beeinflusst [Lutz und Schultz (1987); Lüning et al. (1988), Bernau (2011)]. Die Strukturen im Körper schwingen unterschiedlich lange nach, weswegen die Untersuchung dem zu betrachtendem Gewebe angepasst werden muss (T_1- oder T_2-Wichtung). Kurze T_1- und lange T_2-Relaxationszeiten weist z.B. das Fettgewebe auf, weswegen es in T_1 gewichteten Bildern eine hohe Signalintensität (helle Pixel) zeigt. Genau umgekehrt verhält es sich bei Muskelgewebe, weswegen mit der selben Wichtung dunkle Pixel "entstehen" [Scholz (2002)].
Für die Erforschung der Körperzusammensetzung gibt es mehrere Computerprogramme, mit deren Hilfe die Gewebevolumina bzw. Gewebeflächen quantifiziert werden können [Scholz (2002)]. In der Humanmedizin findet die MRT eine breite Verwendung, allerdings zieht es durch die Anschaffung und die laufende Anwendung hohe Kosten mit sich. Auch in der Tierzucht wird das Gerät in vielen Studien eingesetzt. Es kam mit gutem Erfolg bei der Untersuchung der Körperzusammensetzung "in vivo" bei verschiedenen Spezies, einschließlich Geflügel, Schaf und Schwein, zum Einsatz und zeigte die Eignung des Verfahrens in der Nutztierwissenschaft [Scholz et al. (1993); Baulain (1997), Mitchell et al. (2001)].
Zum Beispiel benutzten Mitchell et al. (2001) die Magnetresonanztomographie zur "in vivo" Messung von Volumina verschiedener Organe. Dazu wurden 111 Schweine mit

einem Körpergewicht von 6,1 bis 97,2 kg untersucht. Danach wurden die Volumina mit den Gewichten der Organe nach der Sektion verglichen. Das geringste Bestimmtheitsmaß wies das Herz mit $R^2 = 0{,}64$ (RMSE = 65 g) auf, die Leber erreichte das höchste Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0{,}90$ (RMSE = 125 g). Für das Fett- und das Muskelgewebe erhielten die Autoren einen Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0{,}82$ (RMSE = 55 g; Musculus psoas) und $R^2 = 0{,}97$ (RMSE = 197 g; gesamte rechte Oberschenkelmuskulatur). Die Autoren kamen schließlich zu dem Ergebnis, dass Fett- und Muskelvolumenmessungen von genau bestimmten Bereichen aus Rücken und Schinkenregionen gute Informationen für die Bestimmung der Körperzusammensetzung bei Schweinen liefern.

2.3. Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie

2.3.1. Entwicklung der DXA-Technologie

Seinen Anfang nahm die Methodik der Bestimmung des Knochenmineralgehaltes und der Körperzusammensetzung mit dem Einsatz von monoenergetischer Strahlung aus Radionuklid-Quellen. Diese Methodik bedient sich der variablen Schwächung von Röntgenstrahlen durch unterschiedliche Gewebearten [Lukaski (1987)].
Bereits in den frühen 1960er Jahren beschrieben "Cameron und Sorenson (1963)" die Technik der Single-Photon-Absorptiometrie um den Knochenmineralgehalt zu messen. Hierbei wird entweder ^{125}I (27 keV) oder ^{241}Am (60 keV) als Strahlenquelle benutzt. Gegenüber der Strahlenquelle ist ein NaI-Szintillationsdetektor angebracht. Die Quelle und der Detektor sind starr miteinander verbunden und bewegen sich simultan in 1-mm Schritten transversal zum Knochen. Dabei wird durch einen X-/Y-Schreiber ein Schwächungsprofil aufgezeichnet. Durch die monoenergetische Quelle ist es wichtig die Weichgewebedicke um den Knochen konstant zu halten. Dadurch können nur bestimmte Körperteile gescannt werden. Um die exakt gleiche Gewebedicke zu gewährleisten, wird der zu messende Körperteil in einen Wassertank oder in gewebeäquivalentem Material gebettet [Cameron und Sorenson (1963); Lukaski (1987)].
Das parallele Messen von Knochenmineralgehalt und Weichgewebe wurde erst durch die Dual-Photon-Absorptiometrie möglich. Hier ist eine ^{153}Gadolinum Quelle in einem Ganzkörper-Scanner eingebaut, welche Energiemaxima in 2 diskreten Stufen (44 und 100 keV) aussendet. Gegenüber der Gadolinum-Quelle ist der Detektor platziert. Beide bewegen sich gleichzeitig mit einer Geschwindigkeit von 1 cm/s entlang des Körpers und sammeln in 0,5 cm Abschnitten Daten. Der Scanner ist mit einem Computer verbunden, welcher die Daten auswertet [Lukaski (1987)].
In den 1970er Jahren wurde die ^{153}Gadolinum Quelle durch einen Röntgengenerator ersetzt. Die neue Technik wurde als Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie bezeichnet. Der Röntgengenerator brachte viele Vorteile. Dazu gehörten eine höhere Bildauflösung, eine höhere Präzision (Variationskoeffizient bei "in vivo" Messungen 1% vs. 3%), eine kürzere Scanzeit (5 min. vs. 20 min.) und eine geringere Strahlendosis. Außerdem war der Austausch der Radionuklid-Quelle bei der Dual-Photon-Absorptiometrie sehr teuer und streng limitiert [Sartoris und Resnick (1989), Pietrobelli et al. (1996), Mazess et al. (1990), Grier et al. (1996)].
Für DXA-Geräte gibt es verschiedene Hersteller, welche unterschiedliche Techniken verwenden um die 2 erwünschten Energie-Peaks zu erhalten. Genaue Details zu der Funk-

tionsweise dieser Geräte werden in den folgenden Kapiteln 2.3.2 und 2.3.3 beschrieben.

2.3.2. Physikalische Grundlagen

Die Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie ist in der Osteoporose-Diagnostik die am häufigsten verwendete Technik, um den Knochenmineralgehalt zu bestimmen [Laskey und Phil (1996)].
Das physikalische Prinzip beruht auf der unterschiedlichen Schwächung von niedrig- und hochenergetischen Röntgenstrahlen durch den Körper [Blake und Fogelman (1997)].
Bei der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie werden die Röntgenstrahlen durch eine Röntgenröhre erzeugt. Die Röntgenröhre liegt entweder eingebaut in einem Tisch (z.B. GE Lunar DPX-IQ oder GE Lunar iDXA), oder befindet sich im dazugehörigen Scanner-Arm (z.B. Medilink, Osteocore 3). Gegenüber der Röntgenröhre ist der Detektor platziert. Die Röntgenröhre und der Detektor bewegen sich simultan entlang des Tisches. Auf diesem befindet sich der zu untersuchende Körper.

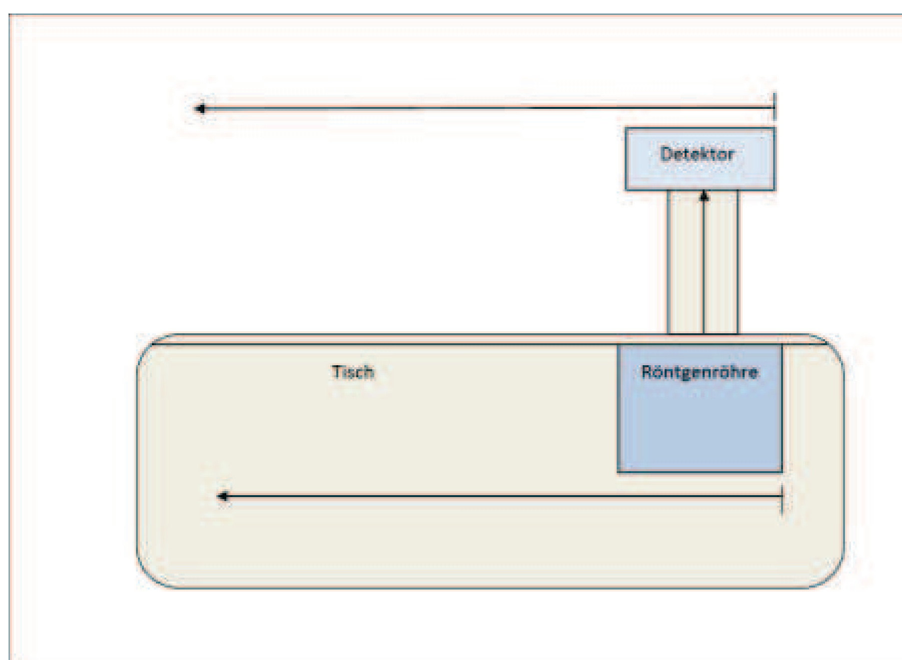


Abbildung 2.3.: Schema eines DXA-Gerätes der Firma GE Lunar

Die Röntgenröhre erzeugt die Röntgenstrahlen, welche durch die nachfolgend erklärten Techniken in zwei verschiedene Energiestufen aufgeteilt wird. Die erzeugten Röntgenstrahlen passieren den Körper und werden durch Streuung und Absorption unterschiedlich stark abgeschwächt. Der Detektor misst anschließend die geschwächte Strahlung und

"ermittelt" daraus die Körperzusammensetzung [Laskey und Phil (1996)].
Die einzelnen Vorgänge werden in den folgenden Kapiteln detaillierter beschrieben.

2.3.2.1. Die Erzeugung der Röntgenstrahlen

Die Erzeugung der Röntgenstrahlen in der Röntgenröhre basiert auf folgenden physikalischen Grundlagen. Bei der charakteristischen Röntgenstrahlung schlagen fremde Elektronen ein Elektronenloch in eine der innersten Schalen eines Atoms. Das Elektronenloch wird dann mit einem Elektron aus einer höheren Schale gefüllt. Das Elektron, welches das Loch füllt, gibt Energie in Form von elektromagnetischer Strahlung (Photonen, Röntgenquanten) ab. Je größer der Abstand der beiden Schalen, desto größer ist die Energie der so entstandenen Strahlung.
Des weiteren gibt es die Röntgenbremsstrahlung, welche entsteht, wenn die Elektronen vom Atomkern abgebremst werden.
Fremde Elektronen werden in einer Kathode erzeugt, indem diese elektrisch bis zum Glühen erhitzt wird. Dabei dampfen Elektronen ab, die zwischen der Kathode (-) und der Anode (+) im elektrischen Hochspannungsfeld beschleunigt werden. Die Härte der Strahlung hängt im Wesentlichen von der Spannung im Generator ab. Durch die Hüllenelektronen der Anode werden die schnellen Elektronen hart abgebremst, oder im Coulomb´schen Feld der Atomkerne radial beschleunigt. Die dabei von den Elektronen abgegebene Energie wird zu 99 % in Wärme, und zu 1 % in Röntgenstrahlung umgewandelt [Kauffmann et al. (2006)].

2.3.2.2. Die Erzeugung von zwei charakteristischen Energiestufen

Anders als monoenergetische Radionuklid-Quellen besteht die mit der Röntgenröhre erzeugte Röntgenstrahlung aus einem breiten Energie-Spektrum von ~15 keV bis zu 140 keV. Durch verschiedene Verfahren können die DXA-Geräte diese in zwei verschiedene Energiestufen unterteilen. Eine dieser Methoden ist die Verwendung von K-Kantenfiltern. Diese bestehen aus einem Seltenen Erde-Element wie Cerium (Ce) oder Samarium (Sm). Bei diesen Seltenen Erde-Elementen werden die besonderen energetischen Eigenschaften der Elektronenhülle ausgenutzt, um das breite Energiespektrum der Röntgenstrahlen in zwei charakteristische Energiestufen zu trennen [Pietrobelli et al. (1996); Scholz (2002)].
Die Elektronen eines Atoms befinden sich in konzentrischen Schalen um das Atom herum. Die innerste Schale wird als K-Schale (Kernschale) bezeichnet. Elektronen aus dieser

Schale können heraus gestoßen werden, wenn die Photonenenergie mit der Bindungsenergie der Elektronen äquivalent oder geringfügig größer ist. Die Photonen, die die gleiche Energie, oder eine geringfügig höhere Energie haben, werden abgeschwächt, wenn sie mit den K-Schalen Elektronen interagieren. Bei Cerium oder Samarium entstehen somit zwei charakteristische Photonen-Peaks, vereinfacht zwei getrennte Photonenstrahlen, da die Photonenintensität schlagartig geschwächt wird. Den Punkt (Energieniveau) an dem die Intensität schlagartig abnimmt, nennt man auch K-Kante. Er befindet sich für Cerium bei 38 - 40 keV und 70 keV und für Samarium bei 40 keV und 80 keV [Pietrobelli et al. (1996); Scholz (2002)].
Samarium- oder Cerium-Filter werden zum Beispiel bei den DXA-Geräten Lunar DPX-IQ und iDXA des Herstellers General Electrics (GE) verwendet (Persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein R., General Electrics Germany, 2012). Eine weitere Methode ist die Spannung der Röntgenröhre impulsartig zu wechseln, wodurch ebenfalls 2 Energiemaxima erreicht werden können. Hologic Systeme (Waltham, MA) und Medilink (Mauguio, Frankreich) verwenden diese Methode [Pietrobelli et al. (1996), Medilink (Mauguio, Frankreich)].

2.3.2.3. Absorption und Streuung der Röntgenstrahlen

Auf ihrem Weg von der Strahlenquelle zum Detektor erfahren die Photonen eine Schwächung durch den zu durchdringenden Körper. Diese beruht auf Absorption und Streuung. Das Maß der Schwächung ist abhängig von der Körperdicke, der Körperdichte und der Kernladungs- bzw. Ordnungszahl der Atome.
Bei der Photoionisation (Photoeffekt) absorbiert das Atom des durchstrahlten Materials vollständig die Energie des einfallenden Photons und wird dabei meist ionisiert. Ein Teil dieser Energie wird zur Überwindung der Bindungsenergie des daraufhin emittierten Elektrons (Photoelektron) aufgewendet. Der Rest wird in die kinetische Energie des Photoelektrons umgewandelt. Durch die kinetische Energie können die emittierten Photoelektronen jetzt auch mit anderen Atomen in Wechselwirkung treten. Da Photoionisation hauptsächlich an den inneren Schalen der Atomhülle stattfindet, kann der dabei frei werdende Platz von einem Elektron aus der äußeren Hülle besetzt werden. Die bei der Wiederbesetzung frei werdende Energie wird entweder in Form eines oder mehrerer Quanten emittiert (charakteristische Strahlung) oder auf ein Elektron einer äußeren Schale übertragen, welches dann ebenfalls das Atom verlässt (AUGER-Elektron). Der Photoeffekt ist umso stärker ausgeprägt je weicher die Strahlung und je höher die Ordnungszahl des Atoms ist. Er tritt in einem Energiebereich bis zu 100 keV auf [Kauffmann

et al. (2006)].
Die zweite Form der Schwächung ist die Streuung. Anders als bei der Photoionisation ist der sogenannte Compton-Effekt von der Elektronendichte des Materials, aber kaum von der Ordnungszahl abhängig. Der Vorgang findet an schwach gebundenen Hüllenelektronen statt. Durch ein einfallendes Photon wird ein äußeres, schwach gebundenes Hüllenelektron aus einem Atom abgelöst. Das Photon überträgt diesem einen Teil seiner kinetischen Energie (Compton-Absorption), und wird in einem Winkel von 0-180° gestreut (Compton-Streuung). Das gestreute Photon ist anschließend energieärmer. Die Entfernung des Hüllenelektrons in einem Winkel von 0-90° kann, ebenso wie die gestreute Primärstrahlung, u.U. weitere Ionisationen auslösen [Kauffmann et al. (2006)].

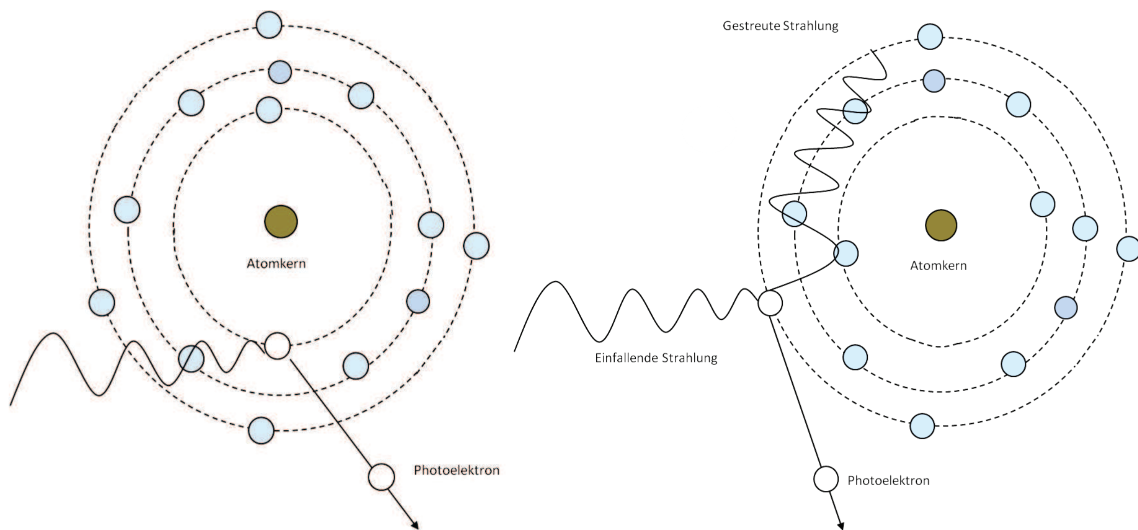


Abbildung 2.4.: Photoeffekt und Compton-Streuung [modifiziert nach Kauffmann et al. (2006)]

2.3.2.4. Berechnung der Körperzusammensetzung

Bei der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie emittiert die Röntgenquelle den Photonenstrahl mit einer Anfangsintensität (I_0). Wenn der Photonenstrahl den Körper passiert, wird dieser geschwächt (siehe oben), und verliert an Intensität. Die Endintensität (I) wird vom Detektor gemessen.
Die Schwächung des Photonenstrahles durch einen homogenen Absorber ist proportional zum linearen Schwächungskoeffizienten dieser Substanz (μ) und zu deren Dicke (L).

$$-d(I/I_0) = \mu \times dL$$

Integration dieser Formel zeigt die klassische Schwächungsformel auf.

$$I = I_o e^{-\mu \times L}$$

Um die Abhängigkeit des linearen Schwächungskoeffizienten von der Dichte der Substanz (ρ) zu bestimmen, wird der Massenschwächungskoeffizient (μ_m) in folgender Weise herangezogen.

$$\mu_m = \mu/\rho$$

Die Schwächung von monoenergetischer Strahlung durch einen homogenen Absorber kann mit Hilfe des Massenschwächungskoeffizienten und der Absorber-Masse (M) berechnet werden:

$$I = I_0 \times e^{-\mu_m \times M}$$

$$ln(I/I_0) = -\mu_m \times M$$

M beschreibt die gesamte Masse der Volumen-Elemente des Systems, die sog. "Voxel". Für heterogene Objekte steht die Endintensität der Strahlung im Verhältnis zum Massenanteil der Substanzen [Pietrobelli et al. (1996)].

$$I = I_0 \times e^{\sum(-f_i \times \mu_{mi} \times M)}$$

$$ln(I/I_0) = \sum(-f_i \times \mu_{mi} \times M)$$

f_i=Massenanteil des i. Komponenten

Für jede Energiestufe und jedes Element gibt es einen konstanten Massenschwächungskoeffizienten. Dieser ist durch experimentelle Studien bekannt oder wird theoretisch berechnet [Wang et al. (2010)].
Wenn ein Photonenstrahl mit zwei verschiedenen Energiestufen einen homogenen Absorber passiert, kann der Massenschwächungskoeffizient der niedrigeren Energiestufe (L) in Verhältnis mit dem Massenschwächungskoeffizienten der höheren Energiestufe (H) gesetzt werden. Daraus ergibt sich der R-Wert.

$$R = \frac{ln(I/I_0)_L}{ln(I/I_0)_H}$$

$$R = \frac{(-\mu_{mi} \times M)_L}{(-\mu_{mi} \times M)_H}$$

$$R = \frac{(\mu_m)_L}{(\mu_m)_H}$$

L=niedrige Energiestufe (low)
H=hohe Energiestufe (high)

Für einen heterogenen Absorber ergibt sich dann:

$$R = \frac{ln(I/I_0)_L}{ln(I/I_0)_H}$$

$$R = \frac{\sum(-f_i \times \mu_{mi} \times M)_L}{\sum(-f_i \times \mu_{mi} \times M)_H}$$

$$R = \frac{\sum(f_i \times (\mu_{mi})_L)}{\sum(f_i \times (\mu_{mi})_H)}$$

Da jedes Element einen charakteristischen Massenschwächungskoeffizienten bei bestimmten Energiestufen hat, ergibt sich für dieses ein charakteristischer R-Wert. Elemente mit höheren Ordnungszahlen haben größere R-Werte, Elemente mit niedrigeren Ordnungszahlen haben niedrigere R-Werte [Pietrobelli et al. (1996), Wang et al. (2010)].
Mit der oben genannten Formel lassen sich die R-Werte für Gewebe berechnen, deren Zusammensetzung bekannt ist.
Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie verwendet die bekannten, theoretischen R-Werte, und den gemessenen R-Wert, um die Gewebefraktionen (f_1, f_2) zu bestimmen. Da nur zwei Energiestufen zur Verfügung stehen, kann DXA nur 2 Gewebekomponenten bestimmen. Deswegen kann der Körper entweder in "Knochenmineral und Weichgewebe", oder in "Fett- und Magerweichgewebe" unterteilt werden.

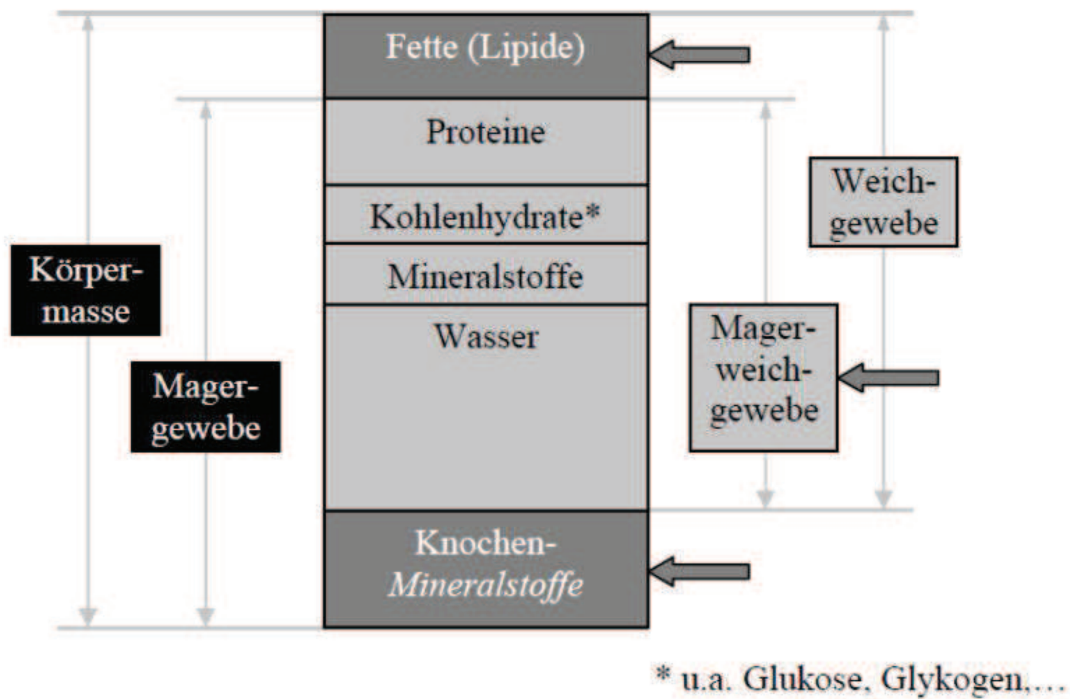


Abbildung 2.5.: Das Komponentenmodell [Scholz (2002)]

Bildpunkte mit einem Anteil an Knochengewebe haben höhere R-Werte als Bildpunkte mit reinem Weichgewebe. In Bildpunkten in denen neben Weichgewebe auch Knochen enthalten ist, werden das Fett- und das Magerweichgewebe durch Interpolation des umliegenden Weichgewebes bestimmt [Laskey und Phil (1996)].
Die Gleichung für die Berechnung der Fraktionen lautet:

$$R = f_1 \times R_1 + f_2 \times R_2$$

$$f_1 + f_2 = 1$$

Daraus folgt:

$$f_1 = \quad (R - R_2)/(R_1 - R_2)$$

$$f_2 = \quad (R_1 - R)/(R_1 - R_2)$$

Dabei sind R_1 und R_2 jeweils die theoretischen Werte und R ist der von der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie gemessene Wert [Pietrobelli et al. (1996)].

Ersetzt man einzelne Teile der Gleichung mit den bereits oben beschriebenen Gleichungen und bestimmt, dass f_1 gleich dem Knochenmineral (m_{bone}) und f_2 gleich dem Weichgewebe (m_{st}) entspricht, also (m_{bone}) gleich Knochenmineral und (m_{st}) gleich Weichgewebe bedeutet, so erhält man eine andere, häufiger verwendete Form der Gleichung [Laskey und Phil (1996)].

$$m_{bone} = \frac{R_{st} ln(I/I_0)_H - ln(I/I_o)_L}{\mu_{bone,L} - \mu_{bone,H} R_{st}}$$

$$m_{st} = \frac{ln(I/I_0)_L - ln(I/I_0)_H R_{bone}}{R_{bone} \mu_{st,H} - \mu_{st,L}}$$

Aus dem Weichgewebe (m_{st}) wird anschließend, mit Hilfe der bekannten, theoretischen Röntgenschwächungskoeffizienten des Fett- und Magerweichgewebes, die Magerweichgewebefraktion berechnet. Diese wird vom Weichgewebe abgezogen um das Fettgewebe zu erhalten [Scholz (2002)].
Anhand dieser Gleichungen und den oben beschriebenen Grundlagen ist es möglich die Körperzusammensetzung zu bestimmen. DXA-Geräte messen den Knochenmineralgehalt (g), die Knochenmineraldichte (g/cm^2), den Magerweichgewebegehalt (g) und den Fettgewebegehalt (g). Wie auch in der Abbildung “Komponentenmodell” [Scholz (2002)] zu erkennen ist, werden die "Mineralstoffe" getrennt von den "Knochenmineralstoffen" betrachtet. Dies führt dazu, dass DXA nur in größeren Gruppen zusammenhängendes Knochenmineral als Knochengewebe erkennt, wodurch kleinere mineralisierte Bereiche (z.B. Calciumablagerungen in der Aorta) außer Acht gelassen und nicht zu Knochenmineral gezählt werden [Pietrobelli et al. (1996)].

2.3.3. Pencil-Beam versus Fan-Beam Technologie

Die erste Generation an DXA-Scannern, wie Lunar DPX-IQ, benutzen einen Nadelloch-Kollimator und erzeugen damit einen punktförmigen Röntgenstrahl. Dieser wird von einem ebenfalls punktförmigen Detektor im Scanner-Arm gemessen. Diese Technik stellt eine sehr genaue aber etwas langsamere Methode der Messung der Körperzusammensetzung dar. Die neueren Fan-Beam Instrumente, wie Lunar iDXA verwenden dagegen einen schlitzförmigen Kollimator, welcher in der Lage ist einen fächerförmigen Strahl zu erzeugen. Die Detektoren im Scanner-Arm weisen eine lineare Anordnung auf, was die Messung eines größeren Bereiches gleichzeitig ermöglicht. Dadurch ist die Untersuchungszeit erheblich kürzer.

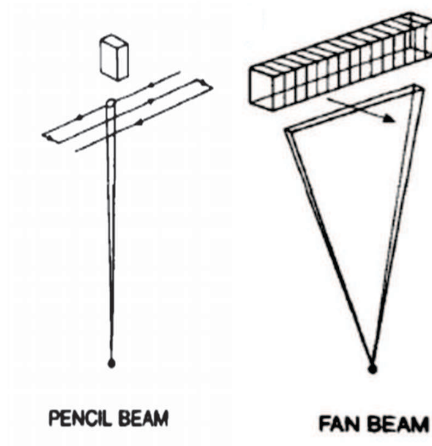


Abbildung 2.6.: “Fan Beam” versus “Pencil Beam” [Blake und Fogelman (1997)]

Ein weiterer Vorteil der Fan-Beam Technologie ist die bessere Bildauflösung. Sie ermöglicht zum Beispiel eine einfachere Identifikation von Strukturen der Wirbelkörper. Allerdings ist es wichtig zu erwähnen, dass die Konsequenz der besseren Auflösung die höhere Strahlenbelastung von Patient und Untersuchungspersonal darstellt, obgleich die Strahlenbelastung im Gegensatz zu anderen radiologischen Untersuchungsmethoden als sehr gering zu betrachten ist [Blake und Fogelman (1997)].
Die genaue Beschreibung der beiden Geräte im Vergleich ist in Kapitel 3 auf Seite 56 zu lesen.
Die neueste Entwicklung stellt der Cone-Beam od. Flash-Beam dar.

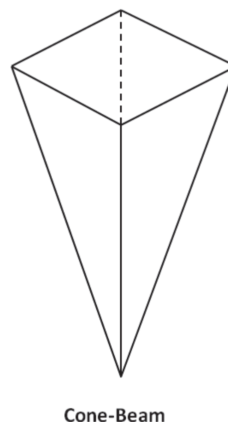


Abbildung 2.7.: Cone-Beam

Bei Geräten mit dieser Technik weist die Strahlung die Form einer Pyramide auf. Das Gerät der Firma GE Medical Electrics “PIXImus DEXA” erzeugt eine Röntgenstrahlung

welche aus zwei Energiestufen mit 35 und 80 keV besteht. Der dazu gehörige Detektor hat eine Fläche von 100×80 mm, die Pixelgröße beträgt 0,18×0,18 mm. Bei dem Gerät Osteocore 3 der Firma Medilink besitzt der Detekor sogar eine Gesamtfläche von 200×200 mm.

Durch die Größe der Detektoren bei den Cone-Beam Geräten ist die Messdauer im Gegensatz zu den Pencil- und den Fan-Beam Geräten erheblich verkürzt [Brommage (2003); Schöllhorn (2007), Medilink (Mauguio, Frankreich)].

Wird die Körperzusammensetzung mit zwei verschiedenen DXA Geräten bestimmt, so führt dies zu unterschiedlichen Messergebnissen. Bei geräteübergreifenden Studien ist es daher nötig diese Messergebnisse durch Regressionsgleichungen einander anzupassen [Oldroyd et al. (2003), Ellis und Shypailo (1998), Mazess und Barden (2000); Koo et al. (2003)].

Oldroyd et al. (2003) verglichen in ihrer Studie die GE Lunar Pencil- (DPX-L) und Fan-Beam (PRODIGY) Geräte miteinander. Für die Bestimmung der Knochenmineraldichte, des Knochenmineralgehaltes und des Magerweichgewebe- sowie Fettgewebegehaltes verwendeten sie verschiedene Phantome für die "in vitro" Untersuchung und Patienten mit Anorexie (n = 13), zystischer Fibrose (n = 23) und gesunde Patienten (n = 36) für die Messungen "in vivo". Bei den Untersuchungen mit den Phantomen ergaben sich einige Differenzen, da zum Beispiel PRODIGY die Knochenmineraldichte im Wirbelsäulenphantom verglichen mit DPX-L signifikant unterschätzte. Bei den "in vivo" Untersuchungen ergaben sich keine signifikanten Differenzen im Bezug auf die Knochenmineraldichte für die Lendenwirbelsäule, den Oberschenkelhals und den Gesamtkörper. Allerdings erhielten die Autoren signifikant höhere Werte für den Knochenmineralgehalt mit dem Fan-Beam System [Oberschenkelhals: 0,09 g (2 %); Gesamtkörper: 32,8 g (1,4 %)]. Die Korrelation der beiden Geräte war hoch mit r = 0,94 - 0,98. Oldroyd et al. (2003) wiesen darauf hin, dass geringe Differenzen bei der Bestimmung der Körperzusammensetzung und der Knochenmineraldichte mit Regressionsgleichungen ausgeglichen werden können.

Ellis und Shypailo (1998) untersuchten ebenfalls die Korrelation von zwei DXA Geräten, diesmal allerdings vom Hersteller Hologic. Zur Verwendung kam das Pencil-Beam Gerät (Hologic QDR-2000W) und das Fan-Beam Gerät (QDR-4500A). Der Magerweichgewebe- und Fettgehalt sowie die Knochenmineraldichte (BMD) und der Knochenmineralgehalt (BMC) wurden bei 33 Kindern (3 - 18 Jahre) und 14 Erwachsenen gemessen. Die Beziehung von Magerweichgewebe, Fettgewebe, Fettgewebe in Prozent zum Körpergewicht, BMC und BMD war hoch (R^2 = 0,984 - 0,998). Die Differenzen bei dem Knochenmine-

ralgehalt und der Knochenmineraldichte waren nicht signifikant, wobei sich die Messergebnisse der übrigen Komponenten der Körperzusammensetzung signifikant voneinander unterschieden. Ellis und Shypailo (1998) fertigten Regressionsgleichungen an, um die Ergebnisse einander anpassen zu können. Da ein Wechsel vom Pencil-Beam System zum Fan-Beam System in extremen Fällen zu Differenzen von bis zu 19 % (Bestimmung der Körperfettmasse) führen kann, empfahlen sie aber für longitudinale Studien, bei welchen geringe Unterschiede in der Körperzusammensetzung zu erkennen sind, das gleiche DXA-Gerät zu verwenden.
Mazess und Barden (2000) verglichen nicht nur ein Pencil-Beam System (Lunar DPX) und ein Fan-Beam System miteinander, sondern fügten in ihre Studie auch die Untersuchung von 2 verschiedenen "narrow-angle" Fan-Beam Systemen (Lunar PRODIGY: 4° und Lunar EXPERT: 12°) ein. Der Unterschied der Fan-Beam Systeme bestand aus der Breite des Fächers. Das Ergebnis der Studie ergab, dass die Breite des Fächers Auswirkungen auf die Genauigkeit des DXA Gerätes hat. Je breiter der Fächer, desto ungenauer werden die Ergebnisse.
Koo et al. (2003) erstellten ebenfalls Untersuchungen zu der Kompatibilität zweier DXA-Geräte, die sich durch die Pencil- (Hologic QDR 2000+) und Fan-Beam (Hologic QDR 4500A) Technologie unterschieden. Als Versuchsobjekte dienten ihnen 26 Ferkel und 54 Kinder, welche mit beiden Geräten gemessen wurden. Bestimmt wurden der Knochenmineralgehalt, die Knochenmineraldichte und der Magerweichgewebe- und Fettgehalt. Die Beziehung zwischen den beiden Instrumenten war, mit R^2 = 0,927 - 1,000 für die Ferkeldaten und mit R^2 = 0,939 - 0,999 für die Ergebnisse der Untersuchung der Kinder, sehr hoch. Allerdings unterschieden sich die absoluten Werte signifikant voneinander, wobei die größten Differenzen im Bezug auf den Knochenmineralgehalt entstanden (35,5 % und 36,7 % für die Ferkel und die Kinder). Auch in dieser Studie empfahlen die Autoren das gleiche System für longitudinale Studien zu verwenden, allerdings ist es auch möglich, durch die hohe Korrelation der Messgeräte, die Ergebnisse durch Regressionsgleichungen anzupassen.

2.3.4. Beeinflussung der Fettgehaltsmessung durch den Hydratationszustand des Gewebes

Die DXA-Methodik setzt einen “konstanten” Wassergehalt von 73 - 74 % voraus, weswegen bei Abweichungen, durch Unterschiede im Wassergehalt sehr junger, sehr alter oder kranker Tiere, Diskrepanzen zwischen den DXA-Gehalten an Fett, Magerweichgewebe

sowie Knochenmineral und den chemischen Analysewerten entstehen [Laskey und Phil (1996), Pietrobelli et al. (1998)].
Zum Beispiel beschrieben Laskey und Phil (1996) in ihrer Studie die Überschätzung des Fettgehaltes mittels DXA bei Individuen mit einem überdurchschnittlichem Wassergehalt in der fettfreien Masse (> 74 %). Dazu widersprüchliche Ergebnisse wurden von Elowsson et al. (1998) veröffentlicht. Laut ihrer Studie wird der Fettgehalt mittels DXA bei ca. 12 Wochen alten Schweinen mit einem durchschnittlichen Wassergehalt in der fettfreien Körpermasse von 78,2 % im Gegensatz zur chemischen Analyse unterschätzt. Nach Scholz (2002) liegt die Ursache der Diskrepanz der Studie von Elowsson et al. (1998) "möglicherweise in der Verwendung von enthaupteten Schlachtkörpern ohne innere Organe, die durch das DXA-Scannen und Unterwasserwiegen bis zur chemischen Analyse der rechten Schlachthälfte bereits an Substanz (Wasser) verloren haben könnten".
Pietrobelli et al. (1998) untersuchten den Grund für die systematische Abweichung der DXA-Fettwerte bei überdurchschnittlichem Wassergehalt, indem sie verschiedene Flüssigkeiten, wie zum Beispiel salzhaltiges Wasser oder normales Wasser, zum Messobjekt hinzufügten. Sie gelangten zu drei verschiedenen Ursachen für das Auftreten der Schätzfehler:

1. den R-Wert der überschüssigen Flüssigkeit, und damit deren elementare Zusammensetzung,
2. deren Fraktion,
3. die ursprüngliche Weichgewebezusammensetzung.

Ist kein Unterschied der R-Werte zwischen dem Weichgewebe und der überschüssigen Flüssigkeit vorhanden, entsteht kein Fehler in der Schätzung des Fettgewebes, unabhängig davon, wie viel von dieser Flüssigkeit vorliegt. Existiert eine Differenz der R-Werte, dann ist nicht nur die Höhe der Differenz sondern auch die Fraktion der im Überschuss vorhandenen Flüssigkeit ausschlaggebend für die Größe des Schätzfehlers. Zuletzt spielt die Relation des Fettgewebes zum Magerweichgewebe eine weitere, wichtige Rolle. Steigt die Fraktion des Fettgewebes an, minimiert sich dadurch der Schätzfehler [Pietrobelli et al. (1998)].
Pietrobelli et al. (1998) weisen ebenfalls darauf hin, dass Fehler in der Schätzung des Fettgewebes mittels DXA, bei Variationen des Wassergehaltes von 1 - 5 %, bei < 1 % liegen. Nach Meinung der Autoren liegen diese Fehler normalerweise unter der Nachweis-

grenze der DXA-Geräte, es sei denn die zu untersuchenden Objekte sind sehr groß und die Messungen werden wiederholt durchgeführt und gemittelt, um Fehler zu minimieren.

2.3.5. Anwendungsbereiche in der Humanmedizin

Die häufigste Verwendung findet die Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie in der Humanmedizin bei der Bestimmung der Knochenmineraldichte und des Knochenmineralgehaltes. Dies war nicht-invasiv vor DXA nur mit Hilfe der Computertomographie bzw. unter Einschränkungen mittels Ultraschall möglich. Viele Erkrankungen wie Osteoporose gehen mit dem Schwund von Knochengewebe (insbesondere Knochenmineral-Kalksalzen) einher, weswegen vor allem die Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie bei der Diagnose von großem Nutzen ist. Durch die geringe Strahlenbelastung ermöglicht sie zusätzlich den Verlauf und die Therapie dieser Krankheiten zu kontrollieren. Die Computertomographie stellt dem gegenüber ein sehr teures und aufwendiges Verfahren dar, zu dem spezielles Fachpersonal benötigt wird. Die Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie bietet eine erheblich günstigere und einfachere Alternative, worüber hinaus sie weniger zeitaufwendig ist und keine spezielle technische Expertise benötigt. Zu dem ist die Belastung durch ionisierende Strahlung bei der Computertomographie 30 mal höher als bei DXA [Grier et al. (1996)].
Auch bei vielen wissenschaftlichen Studien über die Osteoporose ist DXA ein häufig verwendetes Hilfsmittel. Yang et al. (2012) untersuchten zum Beispiel mit Hilfe von DXA die Wirkung von Pamidronat bei pädiatrischen Patienten mit Osteoporose durch lang anhaltende parenterale Ernährung. Brazdilova et al. (2012) bestimmten in ihrer Studie den Knochenmineralgehalt mit DXA bei Patienten, um den Zusammenhang zwischen Vitamin D, Osteoporose und dem metabolischen Syndrom zu erfassen. Bereits 1985 beschäftigten sich Wissenschaftler mit dem Thema der Osteoporose und dem damit verbundenen Frakturrisiko bei Frauen in der Postmenopause [Cummings et al. (1985)]. Diese Art von Studien setzen sich fort bis zur Gegenwart. Schmidt et al. (2012) untersuchten mit der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie die Körperzusammensetzung und die Knochenmineraldichte bei Frauen mit polyzystischem Ovarialsyndrom in der späten Postmenopause.
Da DXA bei wiederholten Messungen eine hohe Sensitivität in Bezug auf relativ kleine Veränderungen im Knochenmineralgehalt aufweist, ermöglicht sie zum Beispiel auch die Entwicklung des Knochengewebes nach Frakturen zu verfolgen. Dies wird vor allem in der Chirurgie und der Orthopädie für die Kontrolle von Metall-Implantaten genutzt. Messungen können vor der Operation erfolgen, um die Position der Implantate zu sichern,

als auch post-operativ, um die Heilung des Knochengewebes zu analysieren [Grier et al. (1996)].
Da DXA durch die zwei unterschiedlichen Energiestufen zusätzlich zum Knochenmineralgehalt auch das Magerweichgewebe und das Fettgewebe bestimmen kann, ermöglicht sie ebenfalls die Ermittlung der Körperzusammensetzung auf Grundlage des 3-Komponenten-Modells. Diese Anwendungsmöglichkeiten von DXA werden zum Beispiel in der Sportmedizin genutzt [Sanal et al. (2012)]. Sehr hilfreich ist die Bestimmung der Körperzusammensetzung außerdem für Studien über Energieumsatz, Energiespeicher, Proteinmasse und für Studien über Wachstum und Entwicklung [Grier et al. (1996)].
Eines der größten Defizite von DXA ist die fehlende Trennung zwischen kortikalem und spongiösem Knochengewebe, da viele metabolische Knochenerkrankungen im spongiösen Knochen zu finden sind. Des weiteren kann DXA nicht zwischen Osteopenie wegen Osteoporose und Osteopenie, die durch andere Erkrankungen verursacht wird, unterscheiden [Grier et al. (1996)].

2.3.6. Anwendung bei Tieren

Auch bei wissenschaftlichen Studien mit Tieren wird die Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie häufig eingesetzt. Will man zum Beispiel die Wirkung verschiedener Arzneimittel auf die Knochenmineralisierung an Tieren erproben, ist die wiederholte Untersuchung der Tiere ohne deren Tötung gewährleistet. Weitere Studien, welche die Messung der Knochenmineraldichte voraussetzen, befassen sich mit metabolischen Knochenerkrankungen, Frakturheilung und prothetischen Implantaten. Frühere Methoden für die Untersuchung des Knochengewebes, wie zum Beispiel die chemische Analyse, benötigten Proben aus dem Knochengewebe, und setzten dadurch den Tod des Tieres voraus. Die darauf folgenden Methoden wie die Single-Photon-Absorptiometrie und die Dual-Photon-Absorptiometrie erwiesen sich als unzuverlässig oder lassen sich nicht genügend an Knochendichtemessungen kleiner Tiere adaptieren [Grier et al. (1996)].
Die Ratte ist das häufigste Tiermodell, welches für DXA-Studien verwendet wird. Durch die geringe Größe dieser Tierart ist eine spezielle Software nötig, welche eine höhere Auflösung durch die Erhöhung der Scan-Linien und die Verlangsamung der Geschwindigkeit des Scan-Vorganges bewirkt. Die Auflösung kann dadurch um das 7-fache erhöht werden. Zusätzlich wird über dem normalen Röntgenstrahlen-Kollimator ein kleinerer Kollimator angebracht, dessen Durchmesser zwischen 1 mm und 9 mm variiert. Die Gruppe der Tierarten, bei denen diese Software am häufigsten verwendet wird, beinhaltet Nagetiere wie Ratten und Mäuse sowie Kaninchen und Katzen [Grier et al. (1996)].

Chen et al. (2012) untersuchten die Auswirkungen der Osteoporose bei ovariektomierten Ratten auf die Frakturheilung und im Jahr 2010 veröffentlichten Verbalis et al. (2010) in ihrer Studie den Zusammenhang zwischen Hyponatriämie und Osteoporose mit Hilfe eines Ratten-Modells.
Kaninchen werden ebenfalls als Versuchstiere für die Osteoporose-Forschung verwendet, allerdings eignen sich diese Tiere auch hervorragend für die Erforschung von Knochenregenerierung nach Knochendistraktion und für Beobachtungen der Interaktion zwischen Knochengewebe und Implantaten [Jiang et al. (2011), Abbaspour et al. (2009)].
Die Verwendung von Katzen ist limitiert, nicht zuletzt wegen der öffentlichen Inakzeptanz diese Heimtiere für Forschungszwecke zu nutzen. Nur wenige Studien mit DXA existieren, in denen die Katze als Versuchstier dient. In einer der wenigen Studien untersuchten Turner et al. (1995b) die Knochenmineraldichte mit der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie bei Katzen mit Mucopolysaccharidose. Das Ergebnis der Studie ergab eine signifikante Korrelation zwischen der Knochenmineraldichte und der histomorphometrischen Bestimmung des Knochengewebes.
Für Tiere, deren Größe die der Katze überschreiten, wird die spezielle Software mit der besseren Auflösung nicht benötigt. Die Geschwindigkeit, mit der sich der Scanner-Arm über das Objekt bewegt, ist dementsprechend schneller, allerdings ist die Untersuchungszeit trotzdem von der Größe des Tieres abhängig [Grier et al. (1996)].
Der Hund ist als Versuchsobjekt für die Osteoporose-Forschung weniger geeignet, da die signifikante Entwicklung von Osteopenie und Osteoporose durch Ovariektomie fehlt. Dennoch gibt es Studien mit ovariektomierten Hunden über die Osteoporose, in erster Linie wegen der Ähnlichkeit zum menschlichen Knochenmetabolismus [Grier et al. (1996)]. Wegen dieser Ähnlichkeit wird der Hund aber als eines der häufigsten Versuchstiere für die Evaluierung der Frakturheilung, für die Erprobung von Knochen-Fixations-Elementen und Methoden zum Ersetzen von Gelenken verwendet [Markel und Bogdanske (1994b,a)]. Gerade die Untersuchung der Knochenmineraldichte ist für die Chirurgie von großer Bedeutung, weil es die Beurteilung der Frakturumgebung und des Knochens distal und proximal der Fraktur ermöglicht [Grier et al. (1996)].
Besondere Verwendung findet DXA in den Nutztierwissenschaften und der Tierzucht zur Bestimmung der Körperzusammensetzung. Da in dieser Arbeit die Körperzusammensetzung von Schweinen und Schafen, sowie die Zusammensetzung der entsprechenden Schlachtkörper mit Hilfe der zwei DXA Geräte GE Lunar DPX-IQ und iDXA ermittelt wurde, wird im folgendem Abschnitt diesen zwei Tierarten besondere Aufmerksamkeit gewidmet.

2.3.6.1. Relevante Studien mit dem Tiermodell "Schwein"

Es existieren viele Studien über die Überprüfung der Genauigkeit und der Präzision der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie anhand von Schweinen. Dabei werden die Tiere häufig nach der DXA-Untersuchung getötet um die chemische Analyse oder andere Untersuchungs-Methoden als Referenz durchführen zu können. Einige der Studien überprüfen die Eignung des Einsatzes von DXA-Geräten in den Nutztierwissenschaften. Darunter fällt zum Beispiel die Leistungsprüfung beim Schwein. Die Studien unterscheiden sich jeweils durch die verschiedenen Gewichtsklassen und die verschiedenen, verwendeten DXA-Geräte voneinander.
Lukaski et al. (1999) verglichen die Ergebnisse der DXA-Analyse im Bezug auf die Weichgewebezusammensetzung von 20 Schweinen (52 - 113 kg KGW) mit den Ergebnissen der chemischen Analyse nach der Tötung der Tiere. Dreifache Scans wurden je in Seitenlage und in Bauchlage mit dem Gerät Hologic 2000W (Hologic Inc., Waltham, MA, USA) angefertigt. Anschließend wurden die Tiere mit einer Überdosis Natrium-Pentobarbital euthanasiert und der chemischen Analyse unterzogen. Es wurden keine signifikanten Differenzen zwischen den DXA-Ergebnissen der Körperzusammensetzung und der chemischen Analyse festgestellt ($R^2 = 0{,}927 - 0{,}998$). Allerdings unterschätzte DXA signifikant ($P < 0{,}05$) den Fettgehalt in Prozent zum Körpergewicht (%). Sie unterschätzte den absoluten Fettgehalt und überschätzte die fettgewebefreie Masse (FFM) und die knochen- und fettgewebefreie Masse (BFFM). DXA ist im Gegensatz zur chemischen Analyse nicht in der Lage den Fettgehalt aus dem Knochenmark zu bestimmen, weswegen die Diskrepanzen zwischen der chemischen Analyse und DXA erklärt werden können. Lukaski et al. (1999) kamen durch diese Studie zu dem Ergebnis, dass DXA mit ausreichender Genauigkeit geeignet ist die Weichgewebezusammensetzung zu bestimmen.
In der Studie von Scholz und Förster (2006) wurde die mit DXA ermittelte Körperzusammensetzung bei Schweinen aus zwei verschiedenen Gewichtsklassen mit der EU-Referenzzerlegung verglichen. Verwendet wurde das DXA Gerät GE Lunar DPX-IQ, welches auch eines der Geräte aus dieser Arbeit darstellt. Die Gewichtsgruppe 1 enthielt 61 Schweine von 30 - 50 kg KGW, die Gewichtsgruppe 2 enthielt 62 Schweine zwischen 70 - 90 kg KGW. Mit Hilfe des DXA-Scanners wurden Fett-, Magerweichgewebe- und Knochenmineralgehalt (in g bzw. %) sowie die Knochenmineraldichte (g/cm^2) der Schweine untersucht. Nach der Schlachtung, welche drei Tage nach der DXA Messung erfolgte, wurden Rücken, Schulter, Seite und Schinken der linken Schlachtkörperhälfte grobgeweblich nach der EU-Referenzmethode zerlegt. Daraus erhielt man Muskelfleisch,

Fett, Knochen, Sehnen, Faszie und Schwarte. In der Gruppe 1 erhielten sie eine hohe Beziehung zwischen den korrespondierenden Gewebemassen aus der Teilstückzerlegung und der DXA-Analyse. Die höchsten Bestimmtheitsmaße von R^2 = 0,94 (RMSE = 414,04) bzw. 0,93 (RMSE = 424,89) wiesen das Magerweichgewebe- bzw. die Muskelfleischmasse (g), gefolgt von der Fettmasse (g) mit R^2 = 0,78 (RMSE = 244,40) auf. Etwas niedriger war die Beziehung zwischen dem DXA-Knochenmineralgehalt (g) aus der In-vivo-Untersuchung und der Knochenmasse (g) aus der Zerlegung (R^2 = 0,73, RMSE = 80,93). Deutlich niedrigere Beziehungen wiesen die aus der Referenzuntersuchung gewonnenen Werte für den prozentualen Fettanteil der zerlegten Teilstücke der linken Schlachthälfte zu den "in vivo" DXA-Ergebnissen für den durchschnittlichen Fettgehalt (%) auf (R^2 = 0,36; RMSE = 2,33). Sehr niedrig war ebenfalls die Beziehung mit R^2 = 0,27 (RMSE = 1,04) zwischen dem Knochenanteil aus der Zerlegung (%) und dem "in vivo" Knochenmineralgehalt (%), und die Beziehung zwischen dem Muskelfleischanteil der Referenzstücke (%) und dem "in vivo" DXA-Magerweichgewebegehalt (%) mit einem R^2 von 0,15 (RMSE = 2,75). In Gruppe 2 war die absolute Differenz zwischen prozentualem Knochenmineralanteil aus der DXA-Untersuchung und dem Knochengehalt (%) der Referenzteilstücke etwas geringer. Es bestanden zwischen den korrespondierenden Gewebemassen aus der Teilstückzerlegung und der DXA-Analyse wie in der Gruppe 1 höhere Beziehungen als zwischen den prozentualen Gewebeanteilen. Allerdings wies hier die Fettgewebemasse (g) mit R^2 = 0,89 (RMSE = 369,87) eine höhere Beziehung auf als das Magerweichgewebe- und die Muskelfleischmasse (g) welche jeweils R^2 = 0,82 (RMSE = 947,38 und 913,98) betrugen. Für den Knochenmineralgehalt (g) war die Vorhersagegenauigkeit von DXA mit R^2 = 0,72 (RMSE = 135,79) am niedrigsten. Der prozentuale Fettanteil der zerlegten Teilstücke stand in enger Beziehung zu den "in vivo" DXA-Ergebnissen für den durchschnittlichen Fettgehalt (%) mit einem R^2 von 0,74 (RMSE = 1,80). Etwas niedriger fiel die Beziehung zwischen dem Muskelfleischanteil der Referenzteilstücke (%) und dem "in vivo" DXA-Magerweichgewebegehalt (%) von R^2 = 0,66 (RMSE = 1,93) aus.

Die Diskrepanzen zwischen den Ergebnissen der grobgeweblichen Referenzteilstückzerlegung und den DXA-Messungen sind, nach Meinung der Autoren, vorwiegend methodischer Natur, da zum Beispiel im grobgeweblich ermittelten Fettgehalt (subkutan und intermuskulär) neben Fett bzw. Speck (hauptsächlich Lipid und Wasser) noch ein Teil der Schwarte (aus dem Rückenbereich) enthalten ist. Bei DXA besteht das Fett allein aus Lipid bzw. Fettsäuren und Triglyceriden (aus allen grobgeweblichen Bestandteilen wie subkutanem, intermuskulärem und intramuskulärem Fett und teilweise der Schwarte).

Auch der Muskelfleischanteil der Referenzteilstücke liegt unter den prozentualen DXA-Werten für das Magerweichgewebe, da DXA bei der Messung neben Muskelgewebe weitere, nicht lipidhaltige Bestandteile von Sehnen, Schwarten und nicht-knochenassoziierte Mineralstoffe einbezieht. Generell sehen die Autoren DXA als eine geeignete Methode für Wachstumsstudien zwischen 30 und 90 kg an [Scholz und Förster (2006)].
Die Genauigkeit der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie bei 7 Schweinen der Gewichtsklasse 35 - 95 kg KGW untersuchten Svendsen et al. (1993) in ihrer Studie mit dem DXA-Gerät Lunar DPX-L. Die Tiere wurden nach der DXA-Messung mit einer Überdosis an Pentobarbital euthanasiert und anschließend der chemischen Analyse unterzogen, bei der mit Hilfe der Fett-Extraktion der prozentuale Fettgehalt berechnet wurde. Außerdem wurde die Rohasche bestimmt. Die restlichen Gewebemassen wurden aus diesen Ergebnissen mit Hilfe des Körpergewichtes berechnet. Die Regressionsgeraden zwischen den DXA-Ergebnissen und der chemischen Analyse unterschieden sich nicht signifikant von der Identitätslinie ($P > 0{,}05$). Die Korrelationskoeffizienten betrugen $> 0{,}97$ für Fettgewebe (%), Fettgewebe (g), und Magerweichgewebe (g) mit Standardfehlern von 2,9 %, 1,9 kg und 2,7 kg. Die Regressionsgerade zwischen dem Knochenmineralgehalt und der Rohasche ergab einen Korrelationskoeffizienten von 0,93 mit einem Standardfehler von 12,7 %. Als Ergebnis ihrer Studie gaben die Autoren eine gute Präzision und eine hohe Genauigkeit der DXA-Messungen für Langzeitstudien an.
Pintauro et al. (1996) untersuchten in ihrer Studie die Genauigkeit der DXA-Messungen im Bezug auf das Fett- und das Magerweichgewebe anhand von 18 Schweineschlachtkörpern im Bereich von $25{,}5 \pm 7{,}0$ kg. Als Referenzmethode diente die chemische Analyse. Für die DXA-Untersuchungen wurde das Gerät Lunar DPX-L verwendet, wobei mit dem "pediatric medium"-Modus und dem "adult fast-detail"-Modus gearbeitet wurde. Keiner der Scan-Modi konnte die Fettmasse, die Magerweichgewebemasse und den Knochenmineralgehalt genau bestimmen. Unterschiedlich je nach Modus und zu bestimmender Gewebeart, unter- oder überschätzte DXA das Fett- und Magerweichgewebe im Vergleich zur chemischen Analyse, wobei der Knochenmineralgehalt bei beiden Modi von DXA unterschätzt wurde. Die Korrelationskoeffizienten zwischen dem Schlachtkörpergewicht und dem Fett- und Magerweichgewebegehalt und den dazugehörigen DXA-Werten ergaben in beiden Modi eine hohe Übereinstimmung ($r > 0{,}98$), wobei die Beziehung zwischen dem Aschegehalt der chemischen Analyse und dem Knochenmineralgehalt niedriger war ("adult fast-detail"-Modus: 0,68; "pediatric medium"-Modus: 0,94). Um die Genauigkeit der DXA-Ergebnisse zu Verbessern, empfehlen die Autoren die Verwendung von Regressionsgleichungen für das Fett- und Magerweichgewebe. Für den Knochenmineralgehalt

konnten die Autoren keine relevanten Gleichungen aufstellen, da die chemische Analyse den Mineralgehalt des kompletten Tierkörpers bestimmt, wobei DXA nur den Knochenmineralgehalt misst. Mit Berücksichtigung der Verwendung der Regressionsgleichungen finden die Autoren die Messung der Körperzusammensetzung mit DXA im pädiatrischem Körpergewichtsbereich als genau, können aber keine Vor- oder Nachteile bezüglich des zu verwendenden Modus finden.

Mitchell et al. (1996) erhielten in ihrer Studie, in der sie die Körperzusammensetzung von 48 weiblichen Schweinen mit einem Körpergewicht von 10,2 bis 60,5 kg mit DXA (Lunar DPX-L) untersuchten, unterschiedliche Ergebnisse im Bezug auf den Fettgehalt (%). Sie verglichen die DXA-Werte mit der chemischen Analyse der Tiere, die nach dem Scan-Vorgang mit Pentobarbital euthanasiert wurden. Die Korrelation zwischen den Ergebnissen des DXA-Fettgehaltes (%) und dem Fettgehalt aus der chemischen Analyse war zwar relativ groß mit $r = 0{,}915$, allerdings fiel eine negative Messabweichung der Regressionsgerade für Schweine mit geringem Körperfettanteil (< 20 %) und eine positive Messabweichung für Schweine mit hohem Körperfettanteil (> 20 %) auf. Gleiche Ergebnisse erhielten sie auch bei der Messung des Körperfettgehaltes (g), wobei die Korrelation hier $r = 0{,}989$ betrug. Dieses Ergebnis bedeutet, dass der GE Lunar DPX-L den Fettgehalt bei Schweinen mit hohem Körperfettgehalt überschätzt, und bei Schweinen mit niedrigem Körperfettgehalt unterschätzt.

In einer weiterführenden Studie von Mitchell et al. (1998a) wurde die Körperzusammensetzung von 97 Schweinen, mit einem geringem Körpergewicht von 5-27 kg, mit Hilfe der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (Lunar DPX-L) untersucht. Auch hier wurden die Tiere nach dem DXA-Scan getötet und einer chemischen Analyse unterzogen. Die Korrelation zwischen dem von DXA gemessenen Körperfettgehalt (%) und der chemischen Analyse ergab $r = 0{,}86$ und für das Fettgewebe (g) $r = 0{,}96$. Diese Studie bestätigte auch die in der Studie von Mitchell et al. (1996) veröffentlichten Ergebnisse. DXA unterschätzte auch hier den Körperfettgehalt signifikant. Da die Ergebnisse dennoch eine hohe Korrelation aufweisen, ist es nach Meinung der Autoren möglich eine gute Schätzgenauigkeit mit Hilfe entsprechender Regressionsgleichungen zu erzielen.

Im Jahr 2000 folgte die Veröffentlichung der darauf anschließenden Studie von Mitchell et al. (2000), in der Schweine mit einem Körpergewicht von 90 bis 130 kg, aufgeteilt in 2 Gewichtsgruppen, untersucht wurden. Auch in dieser Arbeit wurden die Tiere nach dem DXA-Scan (Lunar DPX-L) für die chemische Analyse euthanasiert. Hier wurde der Fettgehalt (%) von DXA gegenüber der chemischen Analyse bei Schweinen mit 90 kg um 16,5 %, bei Schweinen mit 120 kg um 10,8 % unterschätzt. Nach der Korrektur der DXA-

Werte mittels Regressionsgleichungen konnten die Werte angepasst werden, sodass keine signifikante Differenz der Werte mehr vorzufinden war. Des weiteren wurde der Knochenmineralgehalt im Vergleich zur chemischen Analyse durch DXA unterschätzt. Nach Korrektur des Rohaschegehaltes (0,85 % der Rohasche entsteht aus dem Weichgewebe) lagen die DXA-Knochenmineralgehalte noch immer um 17 % bzw. 12 % niedriger für die 90kg und 120kg Gruppe. Diese Ergebnisse begründeten die Autoren damit, dass die Röntgenstrahlen ab einer bestimmten Knochendichte oder -dicke nicht mehr das Gewebe durchdringen konnten, und diese Areale von der Berechnung ausgeschlossen wurden.
Scholz et al. (2004) testeten die Eignung der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie zur Erfassung der Knochenmineralisierung von Ebern. Die auf einem Schlachthof frei präparierten Knochen (Os metacarpale quartum der linken Vorderextremität) von 38 Prüfebern wurden mittels des GE Lunar DPX-IQ analysiert. Anschließend wurden die Knochen verascht und einer chemisch/spektroskopischen Analyse unterzogen. Dabei wurden die Gehalte an Trockensubstanz, Rohasche und Rohfett bestimmt. Der Calcium- und der Phosphorgehalt wurden ermittelt, außerdem wurde für den Vergleich zum DXA-Knochenmineralgehalt (g) aus dem Rohaschegehalt (g/1000g) und der Knochenfrischmasse (g) die Rohaschemasse als Referenz für die DXA-Analyse kalkuliert. Eine hohe Beziehung wies der P-Gehalt in der Knochenfrischmasse (g / kg) zur DXA-Knochenmineraldichte (g / cm²) auf ($R^2 = 0{,}76$; RMSE = 1,54). Die Knochenmineraldichte nahm mit steigendem P-Gehalt bzw. Ca- plus P-Gehalt (Ca + P) oder mit steigendem Rohaschegehalt zu, wobei nach einer multiplen Regressionsanalyse allein der P-Gehalt in der Knochenfrischmasse (g/kg) als abhängige Variable in der Regressionsgleichung mit der DXA-Knochenmineraldichte verblieb. Eine höhere Beziehung ergab mit einem Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0{,}83$ (RMSE = 0,84) der DXA-Knochenmineralanteil (%) zu dem Ca- + P-Gehalt in der Knochenfrischmasse (g / kg). Zwischen der ermittelten Rohaschemasse (g) und dem DXA-Knochenmineralgehalt bestand eine hohe Beziehung von $R^2 = 0{,}94$ (RMSE = 0,27). Die Autoren schlussfolgerten, dass DXA eine geeignete Methodik zur Messung der Knochenmineralisierung beim Schwein darstellt, ohne eine aufwendige chemische Analyse durchführen zu müssen. Allerdings weisen Scholz et al. (2004) ebenfalls darauf hin, dass DXA die Bestimmung des Ca- und P-Gehaltes im Gegensatz zur chemischen Analyse nicht ermöglicht.
Bereits 2002 beschäftigten sich Scholz et al. (2002) mit der Genauigkeit der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie zur Ermittlung der Schlachtkörperzusammensetzung von Schweinehälften. Als Referenzmethode verwendeten sie in ihrer Studie die EU-Referenzzerlegung. Der Untersuchung dienten 30 Schweine, welche nach der Schlachtung in 2 Hälften zer-

teilt wurden. Die linke Hälfte diente jeweils der EU-Referenzzerlegung, während die rechte Hälfte intakt gelassen wurde, und der DXA-Messung (GE Lunar DPX-IQ) zur Verfügung stand. Obwohl der mittels DXA ermittelte Fettgehalt (Fett %) um ca. 8,7 % niedriger war als der grobgewebliche Fettgehalt aus der Zerlegung, standen die aus der Zerlegung gewonnenen Werte im engen Verhältnis zu den DXA-Ergebnissen ($R^2 = 0{,}821$; RMSE = 1,613). Die Autoren beschrieben den Grund für die oben genannte Differenz. Dieser war die unterschiedliche Methodik, da im grobgeweblich ermittelten Fettgehalt (subkutan und intermuskulär) neben Fett bzw. Speck (hauptsächlich Lipid und Wasser) noch ein Teil der Schwarte (im Rückenbereich) enthalten ist. Demgegenüber besteht das DXA-Fett allein aus Lipid bzw. Fettsäuren und Triglyceriden (aus allen grobgeweblichen Bestandteilen wie Schwarte, subkutanem, inter- und intramuskulärem Fett sowie Knochen). Da DXA bei der Messung des Magerweichgewebes nicht ausschließlich den reinen Muskelgewebe-Anteil bestimmt, sondern ebenfalls andere nicht-lipidhaltige Bestandteile wie Sehnen und Faszien in die Analyse einbezieht, lag der Muskelfleischanteil aus der Zerlegung (69,68 ± 3,47 %) unter den prozentualen DXA-Werten für das Magerweichgewebe (86,33 ± 3,72 %). Trotzdem bestand zwischen den beiden Werten eine hohe Beziehung von $R^2 = 0{,}76$ (RMSE = 1,74). Der prozentuale Knochenmineralanteil aus der DXA-Analyse (2,185 ± 0,198 %) unterschied sich stark vom Knochengehalt der linken Schlachthälfte aus der Zerlegung (8,12 ± 0,72 %; $R^2 = 0{,}137$; RMSE = 0,679). Laut den Autoren ist dies wiederum auf die unterschiedliche Methodik zurück zu führen, da bei der Zerlegung das komplette Knochensystem (inkl. Knochenmark mit Fettanteil zwischen 17,6 und 27,9 % bzw. Wasseranteilen zwischen 33,9 und 25,8 %) bewertet wird, während DXA allein den Mineralgehalt des Knochens misst.
Ebenfalls mit der Schlachtkörperanalyse beschäftigten sich Mitchell et al. (1998b) in Bezug auf die Möglichkeit die Zusammensetzung der Schweineschlachtkörper mittels DXA zu analysieren. Die Beziehung zwischen dem DXA-Wert für den Fettanteil (%) und der chemischen Analyse ergab $R^2 = 0{,}81$. Der Magerweichgewebegehalt (g) zeigte eine hohe Beziehung zum Schlachtkörper-Protein mit einem $R^2 = 0{,}97$, während der Knochenmineralgehalt eine etwas geringere Übereinstimmung mit dem Rohaschegehalt des Schlachtkörpers aufwies ($R^2 = 0{,}70$). Zwischen den absoluten Werten gab es jedoch größere Differenzen, weswegen die Autoren zur Verbesserung der Genauigkeit die Verwendung von Regressionsgleichungen vorschlugen, um die Ergebnisse anzupassen.
Scholz et al. (2006) verglichen mit Hilfe zwei verschiedener DXA-Instrumente (GE Lunar DPX-IQ und GE Lunar DPX-L) die "in vivo" Körperzusammensetzung von Schweinen mit deren Schlachtkörperzusammensetzung. Für die Messungen wurden jeweils 2 ver-

schiedene Modi verwendet. "medium" (19 min) und "slow" (37 min) für den DPX-L Scanner, und "normal" (28 min) und "schnell" (14 min) für den DPX-IQ. Die Ergebnisse der beiden Geräte wurden zusammengeführt. Für die Beziehung zwischen dem Fettgehalt (%) der "DXA-Schlachtkörperhälfte" und dem aus der "in vivo" Messung ergab sich ein Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0{,}58$ (RMSE = 3,82). Für den Magerweichgewebegehalt (%) ergab sich ein Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0{,}52$ (RMSE = 4,09). Die Übereinstimmungen waren größer, wenn die Ergebnisse der einzelnen Geräte (DPX-L und DPX-IQ) getrennt betrachtet wurden ($R^2 = 0{,}79$, RMSE = 2,38 und $R^2 = 0{,}85$, RMSE = 1,6 für den Fettgehalt (%) und $R^2 = 0{,}78$, RMSE = 2,41 und $R^2 = 0{,}84$, RMSE= 1,65 für den Magerweichgewebegehalt). Zusätzlich wurde eine Studie mit einem "Variable Composition Phantom" durchgeführt, um die beiden Modi "schnell" und "normal" miteinander zu vergleichen. Mit dem Modus "schnell" erhielt man etwas höhere Fettwerte (%) als mit dem Modus "normal". Als Ergebnis ihrer Studie erklärten die Autoren die Notwendigkeit DXA-Messungen auf dem selben Gerät, mit der selben Software-Version und mit dem gleichen Scan-Modus durch zu führen.

2.3.6.2. Relevante Studien mit dem Tiermodell "Schaf"

Unter den Großtieren erlangt das Schaf als Versuchstier für die Osteoporose-Forschung eine immer größere Bedeutung. Das hormonelle Profil der Zibben besitzt eine große Ähnlichkeit mit dem des Menschen. Außerdem sind sie in einer großen Zahl verfügbar und relativ einfach zu handhaben. Dennoch gibt es bis jetzt nur wenige Studien welche das Schaf als Versuchstier verwenden. Diese sind außerdem häufig auf biochemische und histologische Evaluierungen limitiert. Auch Studien mit DXA sind in dieser Tiergruppe selten, und meist auf "ex vivo" Studien beschränkt, in denen nur präparierte Knochen gemessen wurden [Pouilles et al. (2000)].
Die folgenden zwei Studien beschäftigen sich mit lebenden Schafen für die DXA-Untersuchungen:
Turner et al. (1995a) verglichen in ihrer Studie den Knochenmineralgehalt und die Knochenmineraldichte verschiedener Knochen bei 48 Zibben "in vivo" und nach der Euthanasie. Untersucht wurden unter Verwendung eines DXA-Gerätes (Hologic QDR 1000-W) die Lendenwirbel von L4 - L6 / L5 - L7, der Kalkaneus und der distale Radius. Außerdem wurden DXA-Messungen mit 2 verschiedenen Geräten (Hologic QDR 1000-W und Lunar DPX) an herausgetrennten Wirbeln getätigt und miteinander verglichen. Nach der Euthanasie wurde bei 45 Schafen das Weichgewebe entfernt und der rechte Femur, die rechte Tibia und der rechte Humerus isoliert. In einem Behälter befüllt mit Was-

ser, welches die Weichgewebekomponente ersetzen sollte, wurden die Knochen mit DXA gescannt. Die Korrelation der Knochenmineraldichte zwischen den einzelnen Wirbelkörpern der sedierten Schafe war hoch ($r = 0{,}944 - 0{,}843$; $P < 0{,}0001$). Die Korrelation der Knochenmineraldichte zwischen den Wirbelkörpern und dem Kalkaneus betrugen $r = 0{,}677 - 0{,}633$ ($P < 0{,}0001$), während die Korrelation zwischen den Wirbelkörpern und dem distalen Radius etwas geringer war ($r = 0{,}551 - 0{,}507$; $P < 0{,}0001$). Die Korrelation zwischen dem Kalkaneus und dem distalen Radius betrug $r = 0{,}440$ ($P = 0{,}0025$). Die Korrelation der Knochenmineraldichte der Wirbelkörper der sedierten Zibben und den präparierten Knochen war gut, und betrug $r = 0{,}772 - 0{,}449$ ($P < 0{,}0001$). Zum Abschluss wurde die Korrelation der Knochenmineraldichte zwischen den beiden DXA Geräten bestimmt. Es konnte eine sehr gute Korrelation mit $r = 0{,}942$ ($P < 0{,}0001$) ermittelt werden. Die Autoren finden die Untersuchung mit DXA bei Tieren, bei denen eine Anästhesie mit erheblichen Risiken verbunden ist (Regurgitation von Panseninhalt, Aspiration und Pneumonie), als eine der angemessensten Methoden um den Knochenmineralgehalt zu bestimmen. Wegen der Reproduzierbarkeit, der kurzen Untersuchungsdauer und der einfachen Handhabung wird DXA nach Meinung der Autoren eine Standardanalyse für die Knochenmineraldichte bei größeren Tieren wie Schafen darstellen.
In der Studie von Pouilles et al. (2000) wurden 5 Zibben mit Hilfe des DXA-Instrumentes Lunar DPX-L untersucht. Der Knochenmineralgehalt und die Knochenmineraldichte der Lendenwirbelsäule wurden durch 5-maliges Scannen über einen Zeitraum von einem Monat bestimmt. Anschließend wurden die Tiere getötet und die Lendenwirbelsäule wurde präpariert, wieder mittels DXA in einem Wasserbad gemessen und anschließend verascht um Referenzwerte zu erhalten. Die Autoren fanden eine hohe lineare Korrelation zwischen den "in vivo" und "ex vivo" Messungen für die Knochenmineraldichte ($r = 0{,}98$) und für den Knochenmineralgehalt ($r = 0{,}97$; $P > 0{,}05$). Für die Genauigkeit wurde der Knochenmineralgehalt mit dem Gewicht der Asche verglichen. Die Korrelation ergab einen Wert von $r = 0{,}98$ mit einem Fehler von 5,6 %. Nach Meinung der Autoren stellt DXA eine präzise und genaue Methode zur Messung des Knochenmineralgehaltes und der Knochenmineraldichte dar.

2.3.7. Vor- und Nachteile der Methoden zur Messung der Körperzusammensetzung

In der nachfolgenden Tabelle werden für die oben beschriebenen Methoden die Vor- und Nachteile ergänzt und übersichtlich dargestellt.

Tabelle 2.3.: Zusammenfassung der Vor- und Nachteile der einzelnen Methoden zur Bestimmung der Körperzusammensetzung [Modifiziert nach "Scholz und Baulain (2009)" und Scholz (2002)]

Methodik	Vorteile	Nachteile	Anwendbarkeit im Veterinär- und Nutztierbereich
CA	Standardmessverfahren zur Bewertung anderer Methoden, hohe Genauigkeit	setzt den Tod des zu untersuchenden Objektes voraus	+/-
NAA	Genauigkeit	hohe Kosten; aufwendige, relativ langsame Messtechnik; Gebrauch an ionisierender Strahlung; technische Expertise nötig	(+)
Ant.	geringe Kosten; einfache Anwendung	Anwendbarkeit bei Tieren nur begrenzt möglich	(+)
UWW/ LVP/AP	keine Belastung durch ionisierende Strahlung	hohe Anschaffungskosten; Variationen in der Genauigkeit durch Entwicklungsstatus, Reife, Alter, Körperverfassung, Gesundheit, Residualvolumen in der Lunge und Gase im Verdauungstrakt	-
K^{40}-G.	kurze Untersuchungszeiten möglich; weiter Körpergrößenbereich	aufwendige Technik; hohe Kosten	-

CA: Chemische Analyse; NAA: Neutronenaktivierungsanalyse; Ant.: Anthropometrie; UWW: Unterwasserwägung; LVP: Luftverdrängungs-Plethysmographie; AP: akustische Plethysmographie; K^{40}-G.: Kalium^{40}-Gammaspektrometrie

Methodik	Vorteile	Nachteile	Anwendbarkeit im Veterinär- und Nutztierbereich
BIA	einfache Handhabung; kurze Untersuchungszeiten; portabel; weiter Körpergrößenbereich	Genauigkeit abhängig von Variablen wie Körperhaltung, Hydrierungszustand, Zeitabstand zur letzten Nahrungsmittelaufnahme, vorangegangene körperliche Aktivität, Platzierung der Elektroden	+
TOBEC	Fehlerminimierung im Gegensatz zu BIA weil die Platzierung der Elektroden nicht erfolgen muss; einfache Handhabung; kurze Untersuchungszeiten; automatisierbar	Preis; Beeinflussung der Genauigkeit durch Geometrie, Orientierung, Position und Temperatur der zu messenden Objekte; sensible Reaktion auf das Verhältnis Körpergröße zu Spulengröße	+
Krea.+ Meth.	geringe Kosten; relativ einfache Handhabung	Beeinflussung der Ausscheidung durch Alter, Geschlecht, Aktivitätsniveau, Ernährung, Reproduktionsstadium, Infektionen, emotionalem Stress, Nieren- und Muskelerkrankungen	(+)
Verd.	einfach; preiswert	langsam; individueller Unterschied im Gesamtkörperwasser	(+)
NIR	einfache, schnelle, bequeme Anwendbarkeit	Ungenauigkeit	(+)

BIA: Bioelektrische-Impedanzanalyse; TOBEC: Gesamtkörperleitfähigkeit; Krea.: Kreatininausscheidungsanalyse; Meth.: 3-Methylhistidin-Ausscheidungsanalyse; Verd.: Verdünnungsanalyse; NIR: Nah-Infrarot-Interaktanz

Methodik	Vorteile	Nachteile	Anwendbarkeit im Veterinär- und Nutztierbereich
US	portabel; größte Datenbasis für Nutztieranwendungen; flexibel	Auswertung des intramuskulären Fettgehaltes nicht möglich	++
CT	Genauigkeit; Möglichkeit zur 3D Darstellung; sehr gute Differenzierung von Fett-, Muskel- und Knochengewebe	sehr hohe Kosten; technische Expertise nötig; Belastung durch ionisierende Strahlung	++
MRT	Genauigkeit; Möglichkeit zur 3D Darstellung; sehr gute Weichgewebe Differenzierung; keine Belastung durch ionisierende Strahlung	sehr hohe Investitions- und laufende Kosten; technische Expertise nötig relativ langsam	++
DXA	Genauigkeit; einfache Handhabung; schnelle Datenauswertung; regionale Ergebnisse möglich; niedrige laufende Kosten	Preis; geringfügige Strahlenbelastung	++

US: Ultraschall; CT: Computertomographie; MRT: Magnetresonanztomographie; DXA: Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie

2.4. Variable Composition Phantom

In einem Teil dieser Arbeit wird ein “Variable Composition Phantom” verwendet, um die Genauigkeit des iDXA zu bestimmen. Dabei handelt es sich um eine stark vereinfachte, modellhafte Nachbildung des gesamten Körpers, mit einem einstellbaren Fettgehalt.

2.4.1. Anwendungsgebiete und Anforderungen

Ruge (2006) beschreibt in ihrer Dissertation die Anwendungsgebiete des VCP und dessen Anforderungen. In der Praxis können Phantome für zwei verschiedene Anwendungsmöglichkeiten verwendet werden. Die erste Möglichkeit ist der Einsatz von Phantomen für die Kreuzkalibrierung zwei verschiedener Geräte, um die Messergebnisse dieser Instrumente zusammenfassen und vergleichen zu können. Des weiteren verwendet man Phantome in Langzeitstudien in der Qualitätskontrolle, um Instabilität in der Kalibrierung feststellen zu können. Der Erfolg der Phantome, um diese Ziele zu erreichen, liegt vor allem im Design. Ein Phantom kann zum Testen von grundlegenden Scanner-Eigenschaften möglichst einfach strukturiert sein, wohingegen ein Phantom für die Untersuchung der Scanner-Eigenschaften im Gesamten einen komplexen Aufbau haben sollte. Ein Phantom welches für das Imitieren eines Gesamtkörper-Scans verwendet wird, sollte folgende Eigenschaften aufweisen [Diessel et al. (2000)]:

1. Es sollte wiederverwendbar und transportabel sein.
2. Der Hersteller muss die Bedienung und das Analyseverfahren festgelegt haben.
3. Das Phantom sollte in der Lage sein, die für die Population charakteristischen Massen, Gewebedicken und Gewebezusammensetzungen zu erfassen.
4. Das Phantom sollte Knochenäquivalente oder Knochensegmente besitzen, um die Kalibrierung des Knochenmineralgehaltes zu ermöglichen.
5. Des weiteren sollte das Phantom günstig in der Herstellung und beständig sein. Die physikalischen Eigenschaften der Materialien sollten eine große Ähnlichkeit zum menschlichen Gewebe aufweisen.
6. Geringe Scannerkalibrierungsunterschiede, Komponentenfehlfunktionen oder Alterung, welche die Ergebnisse beeinflussen können, sollten möglichst frühzeitig bemerkt werden und erfordern eine große Stabilität des Phantoms.

Die Gestaltung eines Phantoms mit diesen Eigenschaften ist sehr aufwendig und bedarf einer gewissen Größe und Komplexität. Dadurch ist die Handhabung solcher Phantome nicht einfach. Das Variable Composition Phantom (VCP) stellt einen sinnvollen Kompromiss dieser Ziele dar [Diessel et al. (2000)].
Das VCP besteht aus 4 Acrylblöcken, dünnen Auflagen aus PVC und Vinyl und einem Aluminiumkopf. Es können, durch die Kombination der Acrylblöcke mit den dünnen Auflagen, 3 verschiedene Weichgewebekombinationen simuliert werden. Eine genaue Beschreibung der Zusammensetzung und der Verwendung des VCPs findet sich in Kapitel 3.8 auf Seite 71.
Für die Kontrolle der Langzeitstabilität und der Kreuzkalibrierung von DXA-Geräten, im Bezug auf die Knochenmineraldichte, ist ein Phantom mit definierter Knochendichte nötig. Verschiedene Hersteller benutzen unterschiedliche Kantendetektionstechniken zur Abgrenzung von Knochen und Weichgewebe. Dies hat auch Auswirkungen auf die Messung des Magerweich- und Fettgewebes, da DXA nicht in der Lage ist, den direkten Fettgehalt in Regionen, die Knochen enthalten, zu messen. In diesen Regionen wird der Magerweichgewebe- und Fettgehalt durch Interpolation des Fettgehaltes der benachbarten Regionen bestimmt [Diessel et al. (2000); VCP-Instruction].

2.4.2. Vor- und Nachteile des VCPs

Das Variable Composition Phantom kann durch die veränderbare Konfiguration und die dadurch unterschiedlich einstellbaren Fettstufen zum Vergleich von Körperfettmessungen verschiedener Geräte eingesetzt werden. Außerdem erleichtert die geringe Größe des Phantoms die Messung und die Handhabung. Die vollständige Scannerleistung kann allerdings durch das stark vereinfachte Design nicht überprüft werden. Durch die fehlenden Knochenäquivalente (es besitzt lediglich einen Aluminiumkopf) ist die Anwendung bei Langzeitstabilitätskontrollen zwar möglich, aber ebenfalls eingeschränkt. Da jeder Hersteller ein eigenes Fettverteilungsmodell für die Interpolation verwendet, kann dies ebenfalls nicht mit dem VCP getestet werden [Diessel et al. (2000)].

3. Material und Methoden

Bei den am Lehr- und Versuchsgut genutzten DXA-Scannern handelt es sich um ein GE Lunar DPX-IQ und ein GE Lunar iDXA (GE Medical Systems Lunar, Europe, Diegem, Belgium). Beide Geräte sind zu Ganzkörper- und Teilstückanalysen geeignet, wobei für die Dissertation immer die Ganzkörperanalyse gewählt wurde. Vor jedem Untersuchungstag wurde je eine Qualitätskontrolle mit dem zum jeweiligen Gerät gehörenden Kalibrierungsblock durchgeführt. So kann die Funktionsfähigkeit und die einwandfreie Messfähigkeit der Geräte gewährleistet werden. In beiden Kalibrierungsblöcken befinden sich drei unterschiedlich große Kammern mit knochenähnlichem Material. Bei der Messung erhält man dann drei verschiedene Werte für Knochen und Weichgewebe, die computer-intern abgeglichen werden [iDXA (2010)-Benutzerhandbuch und persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein, GE Lunar, Germany, 2012].
Um ein möglichst breites Spektrum an verschiedenen DXA-Modi miteinander vergleichen zu können wurden lebende Schweine und Schafe, sowie Eber-Schlachtkörperhälften und die Schlachtkörper der Schafe für die Studie verwendet. Außerdem wurde um die Genauigkeit des Lunar iDXA zu beurteilen ein Variable Composition Phantom herangezogen. Im folgenden Abschnitt werden die beiden DXA-Geräte beschrieben. Die Anzahl der Versuchstiere und Versuchsobjekte, die Vorbereitungen vor dem Scan-Durchgang und der Ablauf der Untersuchungen werden ebenfalls erläutert.
Die durch das Lehr- und Versuchsgut zur Verfügung gestellten Rohdaten sind im Rahmen der folgenden Tierversuche entstanden:

- Schweine: 55.2-1-54-2532.2-60-07
- Lämmer: 55.2-1-54-2531.2-59-07

Die Datenerfassung für den Versuch mit den Lämmern erfolgte ohne meine Mitwirkung, während die Daten aus dem Schweineversuch unter meiner Mitwirkung erfasst wurden. Ohne weitere Hilfe sind alle Messungen zum VCP selbständig durchgeführt worden.

3.1. GE Lunar DPX-IQ

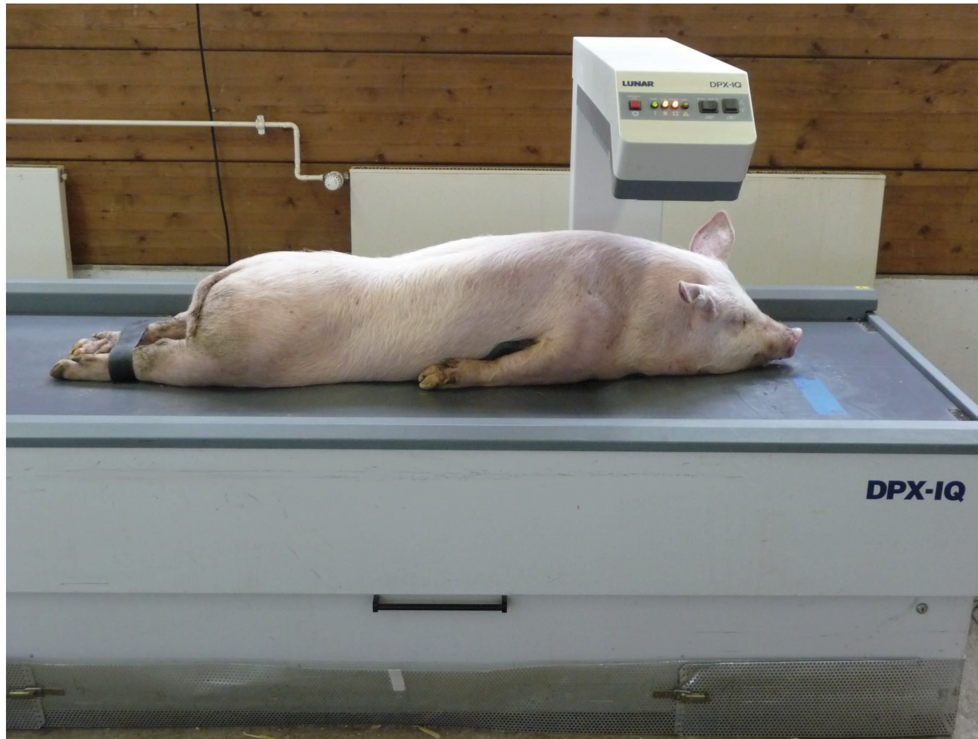


Abbildung 3.1.: GE Lunar DPX-IQ, Scanvorgang an einem anästhesierten Schwein

3.1.1. Technische Daten

3.1.1.1. Die Grundlagen

Bei dem GE Lunar DPX-IQ handelt es sich um ein Pencil-Beam System mit den Abmessungen von 1,98m x 0,62m x 1,33m (Länge x Breite x Höhe). Das Modell besteht aus einer Röntgenröhre, die sich im Inneren des Scannertisches befindet, sowie aus einem mit der Röntgenröhre verbundenem Scannerarm. Im Scannerarm befindet sich der Detektor, welcher die Intensität der ankommenden Röntgenstrahlen misst. Scannerarm und Röntgenröhre sind miteinander verbunden und bewegen sich gleichzeitig entlang der Längsseite des Tisches auf dem sich das zu messende Objekt befindet. Der Computer, welcher mit dem Scanner verbunden ist, steuert den Scan-Vorgang und speichert gleichzeitig die gemessenen Daten. Das zulässige Patientengewicht beträgt 136 kg. Der Röntgengenerator erzeugt für die Röntgenröhre eine Maximalspannung von 76 kV und einen Maximalstrom von 5 mA. Die Strahlenbelastung beträgt für einen Ganzkörperscan 0,3 μGy. Es können außerdem verschiedene Körperregionen zur Messung ausgewählt

werden, wie die Wirbelsäule, der Femur, der Unterarm, die Hand oder die Hüfte. In dieser Arbeit wurde ausschließlich mit der Option des Ganzkörperscans gearbeitet, weswegen auf die anderen Einstellungen nicht eingegangen wird.
Eine externe Abschirmung ist wegen der geringen Strahlenbelastung nicht nötig. Die Röntgenstrahlen weisen ein breites Energiespektrum auf. Diese passieren einen K-Kantenfilter (siehe Kapitel 2.3.2.2 auf Seite 29), welcher beim DPX-IQ aus Cerium besteht. Dadurch liegen die Energie-Peaks bei 38 und 70 keV [DPX-IQ (1998)].

3.1.1.2. Der punktförmige Röntgenstrahl

Der punktförmige Röntgenstrahl wird durch einen Nadelloch-Kollimator erzeugt. Dieser durchstrahlt die Probe punktweise entlang der Scanlinie. Die Bestimmung der Gewebezusammensetzung erfolgt somit in nur einem Punkt zur gleichen Zeit. Dieses punktförmige Durchtasten des Messobjektes bedingt eine längere Messzeit, die je nach Modus von 6 bis 58 Minuten beträgt.

3.1.1.3. Detektor-Technologie Lunar DPX-IQ



Abbildung 3.2.: Der DPX-IQ Detektor (Schulungsunterlagen der Firma GE, Germany)

Der Sensor des Lunar DPX-IQ beinhaltet Natriumjodid, welches die bei dem Detektor ankommenden Photonen zuerst in sichtbares Licht und anschließend in ein elektrisches Signal umwandelt. Jedes Photon erzeugt einen einzelnen Impuls, dessen Amplitude direkt proportional zu der Energie des Röntgenstrahles ist. Mit der niedrigen Energiestufe

entstehen dadurch elektrische Impulse in der Höhe von 6 - 7 mV, mit der hohen Energiestufe entstehen elektrische Impulse von 10 mV.
Die Signalintensität wird durch einen Photomultiplier verstärkt, welcher eine variable Versorgungsspannung von bis zu 1000 Volt (Gleichstrom) besitzt (siehe Abbildung 3.3). Nach der Verstärkung des Signals gibt es einen Kanal für die "High Counts" und einen für die "Low Counts". Anhand der Höhe des Signals kann zwischen den "High Counts" und "Low Counts" unterschieden werden. Vereinfacht dargestellt gibt es für den High-Kanal und den Low-Kanal verschiedene "Fenster". Je nachdem in welches "Fenster" der Impuls passt, wird er als "High" oder "Low Count" ausgewertet (persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein, GE Lunar, Germany, 2012). Die elektrischen Impulse werden anschließend vom Computer analysiert, wodurch die Körperzusammensetzung bestimmt werden kann. Das Programm "Ganzkörperscan" und "Ganzkörperanalyse" fand hierbei Anwendung (GE Lunar Software Version 4.7e).

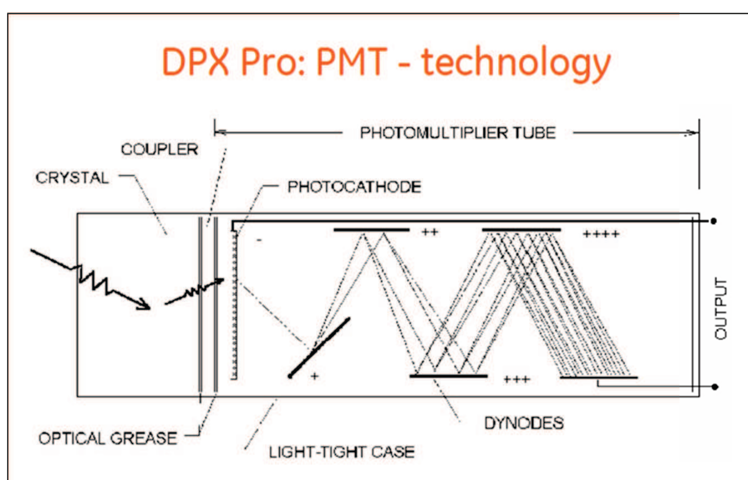


Abbildung 3.3.: Technologie eines Photomultipliers (Schulungsunterlagen der Firma GE, Germany)

3.1.1.4. Modi

Beim DPX-IQ kann man für die Ganzkörperuntersuchung die Modi "Pädiatrie" und "Adult" unterscheiden (siehe Tabelle 3.1 und 3.2). Die in den Tabellen aufgeführte Scandauer bezieht sich immer auf die maximal mögliche Scandauer. Außerdem existiert eine "Kleintierganzkörperbilderfassung" welche in dieser Arbeit aber nicht zur Anwendung kam. Innerhalb des Modus "Adult" kann man außerdem zwischen "schnell", "normal" und "screening" unterscheiden. Bei dem "Pädiatriemodus" gibt es "large", "medium" und "small" [Ruge (2006); DPX-IQ (1998)].

Tabelle 3.1.: Eigenschaften des Modus “Adult” modifiziert nach Ruge (2006)

Modus “Adult”	Aufnahmedauer	Auflösung	Eintrittsbelastung	Stromstärke
schnell	21 min	4,8 x 9,6 mm	0,3 μGy	0,150 mA
normal	42 min	4,8 x 9,6 mm	0,6 μGy	0,150 mA
screening	6 min	4,8 x 19,2 mm	0,1 μGy	0,150 mA

Tabelle 3.2.: Eigenschaften des Modus “Pädiatrie” modifiziert nach Ruge (2006)

Modus “Pädiatrie”	Aufnahmedauer (min)	Auflösung (mm)	Stromstärke (mA)
large	27	3,6 x 7,2	0,150
medium	27	3,6 x 7,2	0,300
small	58	2,4 x 4,8	0,300

3.2. GE Lunar iDXA



Abbildung 3.4.: GE Lunar iDXA, Scanvorgang an einem anästhesierten Schwein

3.2.1. Technische Daten

3.2.1.1. Die Grundlagen

Bei dem GE Lunar iDXA handelt es sich um ein “narrow-angle” Fan-Beam System. Es wird eine Stellfläche von 2,87m x 1,32m x 1,27m (Länge x Breite x Höhe) benötigt. Der Scannertisch hat eine Höhe von 0,63 m. Ebenso wie der DPX-IQ besteht der Scanner aus einer Röntgenröhre, welche mit dem Scannerarm und dem sich darin befindenden Detektor verbunden ist. Die unter dem Tisch platzierte Röntgenröhre bewegt sich bei der Messung simultan mit dem Scannerarm entlang des Tisches. Der Scanner ist mit einem Computer verbunden, welcher den Scan-Vorgang steuert und gleichzeitig die gemessenen Daten speichert.
Das zulässige Patientengewicht beträgt 204 kg. Die Strahlenbelastung beträgt für einen Ganzkörperscan im Modus Standard 3μGy und im Modus Dick 6 μGy. Eine externe Abschirmung ist wegen der geringen Strahlenbelastung nicht nötig. Die Röntgenröhre bringt eine konstante Gleichspannung von 100 kV und eine maximale Leistung von 2,5 mA. Sie erzeugt Röntgenstrahlen in einem breiten Energie-Spektrum. Diese passieren einen K-Kantenfilter (siehe Kapitel 2.3.2.2 auf Seite 29), welcher bei dem iDXA aus Samarium besteht. Dadurch liegen die Energie-Peaks bei 44 und 72 keV.
Am iDXA sind verschiedene Scan-Optionen auswählbar, wie zum Beispiel die automatische Auswahl verschiedener Scan-Regionen. Gewählt werden können Regionen wie die Wirbelsäule mit dem Wirbelsäulenscan oder der Oberschenkel mit dem Singel- oder Dual-Femurscan. Außerdem existiert wie bei dem Lunar DPX-IQ ein Kleintiermodus, welcher allerdings in dieser Arbeit ebenfalls nicht zur Anwendung kam [iDXA (2010)-Benutzerhandbuch und persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein, GE Lunar, Germany, 2012].
Da in dieser Dissertation ausschließlich mit dem Ganzkörperscan gearbeitet wurde, wird auf die Verwendung der übrigen Scan-Optionen nicht genauer eingegangen.
In der Abbildung 3.5 wird der Verlauf der Scanlinien ersichtlich.

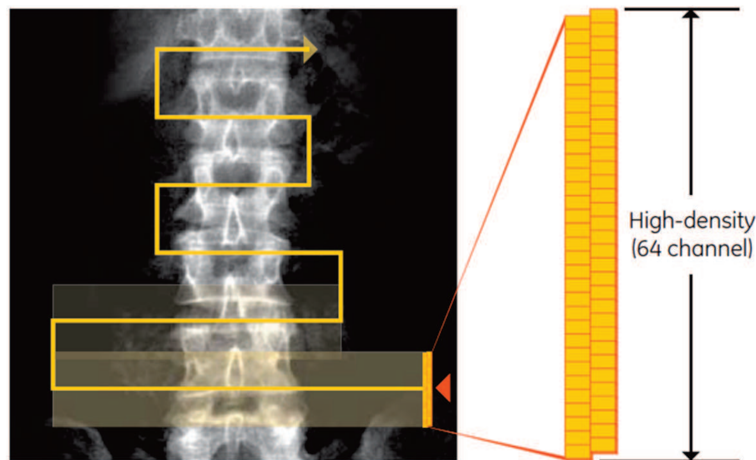


Abbildung 3.5.: Darstellung eines Wirbelsäulenscans mit dem iDXA[Healthcare (2012)]

3.2.1.2. Der Fächerstrahl

Durch einen schlitzförmigen Kollimator, welcher in der Lage ist einen fächerförmigen Strahl zu erzeugen, entsteht der für den iDXA typische "narrow angle" Fan-Beam. Der Unterschied zu anderen Fan-Beam Instrumenten liegt in der Größe des Abtastwinkels. Der "narrow-angle" Fan-Beam von iDXA hat einen kleinen Abtastwinkel, wodurch die Genauigkeit der Messungen verbessert wird. Außerdem überlappen sich die Fächerstrahlenbilder auf Höhe des Patiententisches. Bei herkömmlichen Fan-Beam Systemen mit einem breiten Abtastwinkel erhält man bei Patientenmessungen eine gewisse Ungenauigkeit, verursacht durch einen Verzerrungs- und Vergrößerungsfehler. Objekte würden abhängig von der Breite des Strahles vergrößert werden, in der Mitte weniger, am Rand mehr (siehe Abbildung 3.6). Diese Fehler entstehen aufgrund unterschiedlicher Patientenanatomie, da der Abstand der Wirbelsäule oder der Hüfte von der Tischoberfläche zum Teil erheblich variiert. Bei dem iDXA wird dieser Fehler durch die Überlappung und der Software, welche die Bilder rekonstruiert, minimiert [iDXA (2010)-Handbuch und persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein, GE Lunar, Germany, 2012].

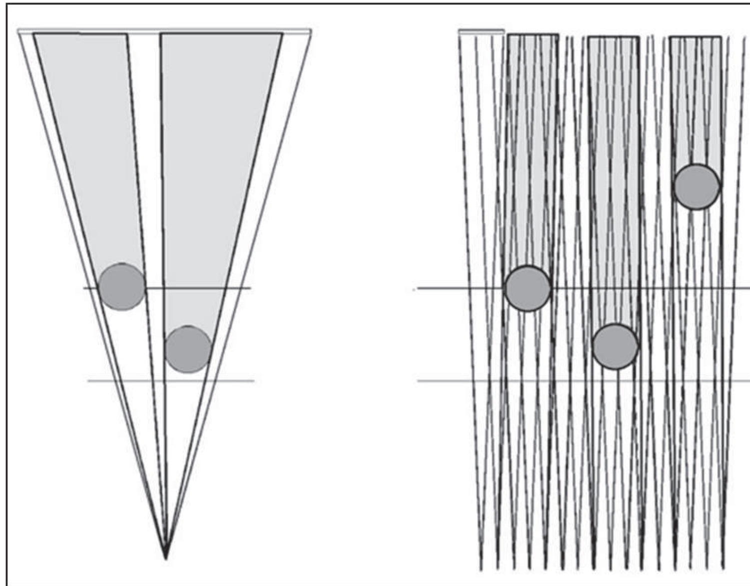


Abbildung 3.6.: Gegenüberstellung des “wide-angle” und “narrow-angle” Fan Beams (Schulungsunterlagen der Firma GE, Germany)

3.2.1.3. Detektor-Technologie Lunar iDXA

Der Detektor besteht aus vier Sensorplatten (Monolithen) die zwischen den Photonen mit der hohen Energiestufe und der niedrigen Energiestufe unterscheiden. Jeder Monolith ist ein Cadmium-Zink-Tellurit Sensor, welcher jeweils aus 16 Sensorfeldern aufgebaut ist. Diese sind wiederum in zwei Reihen zu acht Feldern angeordnet, um die Messgenauigkeit zu erhöhen. Da der Detektor vier Monolithen besitzt, ergeben sich daraus insgesamt zwei Reihen zu je 32 Zellen. Die zwei Zeilen-Anordnung der Sensoren gewährleistet eine Überabtastung, wodurch eine genauere Bestimmung der Auftreff-Position der Photonen ermöglicht wird. Wie oben beschrieben erhält man dadurch eine höhere Messgenauigkeit.

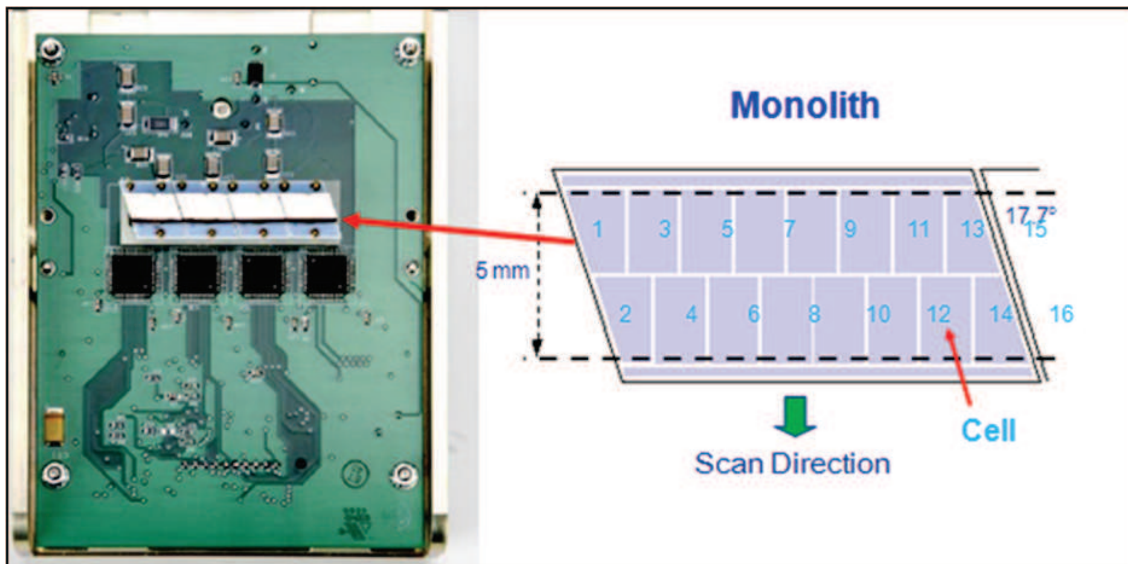


Abbildung 3.7.: Der iDXA Detektor (Schulungsunterlagen der Firma GE, Germany)

Die Zellen wandeln die Photonen-Energie direkt proportional in ein elektrisches Signal um. Die Elektronik wertet diese 64 Zellen aus, welche die Daten zu einer Dichtematrix kombinieren. Durch die Halbleitertechnik der Detektoren können diese direkt zwischen den "High Counts" und den "Low Counts" unterscheiden, und benötigen keine speziellen "Kanäle" wie der Detektor beim Lunar DPX-IQ. Der Computer berechnet anschließend aus den erhaltenen Daten mit Hilfe der Software die Körperzusammensetzung (persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein, GE Lunar, Germany, 2012).

3.2.1.4. Multi-View Image Reconstruction Software

Die spezielle "Multi-View Image Reconstruction" Software ist bei diesem "narrow-angle" Fan-Beam Instrument von großer Bedeutung. Wie oben beschrieben überlappen sich die einzelnen Messpositionen, um dadurch den Vergrößerungseffekt des Fan-Beam Gerätes zu minimieren. Die spezielle Software ist nötig, um die Bilder zeitgleich zur Messung zu rekonstruieren. Durch die Überlappung der Messpositionen ist die Untersuchungszeit im Vergleich zu einem "wide-angle" Fan-Beam Instrument etwas verlängert, allerdings ist die Genauigkeit dieser "narrow-angle" Fan-Beam Geräte im Vergleich deutlich höher (persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein, GE Lunar, Germany, 2012).

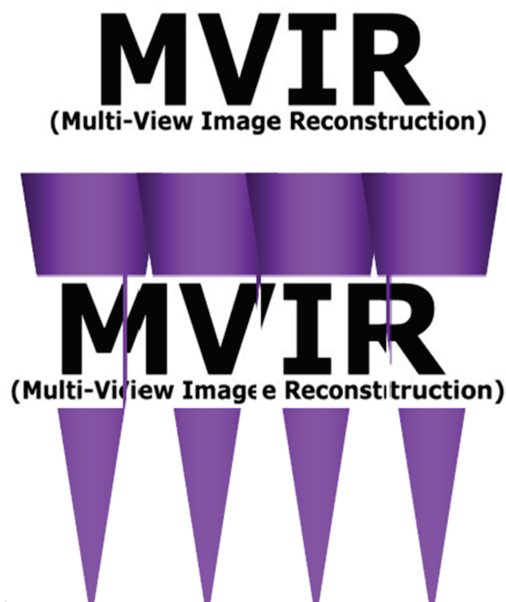


Abbildung 3.8.: Die "Multi-View Image Reconstruction" Software (Schulungsunterlagen der Firma GE, Germany)

3.2.1.5. Modi

Der iDXA unterscheidet beim Ganzkörperscan zwischen den Modi "Dick" und "Standard". Außerdem ist in dem Auswahlfenster der Modus "Dünn" wählbar. Dieser Modus unterscheidet sich beim Ganzkörperscan in der verwendeten Software aber nicht vom Modus "Standard", weswegen die Auswahloption "Dünn" außer Acht gelassen wurde. In der älteren Software-Version für DOS-Geräte gab es zwischen den beiden Modi Unterschiede in der verwendeten Stromstärke und der Messzeit. Deswegen ist die Auswahloption in dieser Software-Version noch erhalten, obwohl sie sich vom "Standard" Modus nicht differenziert (persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein, GE Lunar, Germany, 2012).
Die Modi "Adult" und "Pädiatrie" existieren beim iDXA nicht. Es gibt lediglich zwei verschiedene Referenzdaten für die Auswertung der Ergebnisse bei human-medizinischen Knochendichtemessungen. Der Computer wählt dabei automatisch die pädiatrische Referenzbevölkerung für die weitere Analyse der Ergebnisse, wenn ein Patient im Alter < 20 Jahren untersucht wurde. Nachdem diese Angaben nur für human-medizinische Untersuchungen relevant sind, wird darauf in dieser Arbeit nicht genauer eingegangen.
Für einen Ganzkörperscan ist die Stromstärke in jedem Modus mit 0,188 mA konstant, wobei sich die Messdauer zwischen dem Modus "Dick" und "Standard" unterscheidet. Bei unseren Untersuchungen betrug die Scan-Zeit für den Modus "Dick" maximal 13 Mi-

nuten und 16 Sekunden, für den Modus “Standard” maximal 7 Minuten und 16 Sekunden [DPX-IQ (1998) und persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein, GE Lunar, Germany, 2012].

Tabelle 3.3.: Gegenüberstellung der Modi des Ganzkörperscans beim iDXA

Modi	Standard	Dick
mA	0,188	0,188
Zeit	7:16 min	13:16 min

3.3. Der Versuchsablauf bei den Schweinen

3.3.1. Die Sedierung

Es wurden insgesamt 218 Schweine untersucht und in die Studie aufgenommen. Eine Anzahl von 24 Schweinen wurde mit beiden Modi des iDXA untersucht, weswegen insgesamt 242 Datensätze vorhanden sind. Um Bewegungsartefakte zu minimieren wurden die Schweine sediert und anschließend mit beiden Geräten gescannt. Zur Vermeidung von Zwischenfällen und um die Narkose möglichst schonend für die Tiere zu gestalten, wurde die letzte Fütterung 16 Stunden vor dem Untersuchungstag durchgeführt. Den Schweinen wurde Stresnil (Azaperon 2 mg/kg) und Ursotamin (Ketamin 30 mg/kg) intramuskulär, ca. zwei fingerbreit hinter dem Ohrgrund, verabreicht. Dies ist die einzige in Deutschland zur Sedation zugelassene Arzneimittelkombination beim Schwein. Um im Bedarfsfall eine Nachdosierung an Ketamin zu erleichtern, wurde nach ausreichender Sedierung eine Braunüle in der Vena auricularis fixiert. Danach wurden für jedes Schwein mit beiden Geräten je ein bis zwei Ganzkörperscans durchgeführt. Bei der Messung mit dem DPX-IQ wurde allein der Modus “Adult Normal” verwendet. Die Sedation hielt ca. 50 Minuten an.

3.3.2. Die Lagerung

Die Tiere wurden auf beiden Geräten in Bauchlage positioniert, da eine Rückenlage, wie es bei diesen Geräten für die Humanmedizin vorgesehen ist, nur schlecht durchführbar war. Dabei waren alle Gliedmaßen nach hinten gebeugt. Bei dem DPX-IQ wurden Styropor-Keile zwischen die Brust und die Vordergliedmaßen gelegt, um eine bessere Abgrenzung der Vorderbeine vom Körper zu erhalten. Die Hintergliedmaßen wurden mit einem Band zusammengebunden, um die Untersuchungszeit zu verkürzen. Bei dem

iDXA konnte kein Unterschied mit diesen Techniken festgestellt werden, weswegen darauf verzichtet wurde.

3.3.3. Die Scan-Modi

Für die Untersuchung der Schweine wurde bei dem DPX-IQ konsequent der Modus "Adult Normal" verwendet, da es dem Gewicht und der Größe der Schweine am besten entsprach. Bei dem iDXA wurden beide Modi ("Dick" und "Standard") getestet, die in der Arbeit jeweils mit dem Modus "Adult Normal" des DPX-IQ verglichen wurden. Da die einzelnen Schweine zum Teil einen großen Gewichtsunterschied aufwiesen, wurden die Schweine zusätzlich in drei Gewichtsklassen eingeteilt und entsprechend analysiert. Dadurch konnte man feststellen, ob einer der beiden Modi des iDXA in bestimmten Gewichtsbereichen besser mit dem Modus "Adult Normal" des DPX-IQ korreliert. Die Tabelle 3.4 zeigt die verschiedenen Modi, welche miteinander verglichen wurden, mit der Anzahl und dem Gewicht der Tiere in diesen Gruppen.

Tabelle 3.4.: Anzahl und Gewicht der Schweine in den jeweiligen Modi

DPX-IQ vs. iDXA	Anzahl der Schweine	Gewicht
"Adult Normal" vs. "Dick"	202	59-132
"Adult Normal" vs. "Standard"	40	59-99

Die einzelnen Gewichtsklassen zu den jeweiligen Modi sind in der folgenden Tabelle ersichtlich:

Tabelle 3.5.: Anzahl der Schweine in den jeweiligen Gewichtsklassen und Modi

Gewichtsklassen	"Adult Normal" vs. "Dick"	"Adult Normal" vs. "Standard"
<80 kg	56 Schweine	23 Schweine
80-100 kg	101 Schweine	17 Schweine
>100 kg	45 Schweine	0 Schweine

Zusätzlich wurde die Studie um einen Vergleich der zwei verwendeten iDXA Modi erweitert. Dazu wurde auf die vorhandenen Messdaten zurück gegriffen, welche in Kapitel 4.5.1 ausgewertet wurden. Insgesamt wurden für diesen Teil der Studie 24 Schweine untersucht.

3.4. Der Versuchsablauf bei den Eberschlachtkörperhälften

Die Schlachtkörperhälften wurden allein mit dem iDXA gescannt. Für die Untersuchung wurden die inneren Organe entnommen, sowie die vorderen Extremitäten im Karpalgelenk abgetrennt. Waren die Vorderfüße noch am Schlachtkörper, wurde mit Hilfe der Software eine "Region of interest (ROI)" definiert. Diese Maßnahme schloss die vorderen Gliedmaßen von den Messergebnissen aus, was eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse gewährleistete. 21 Schlachtkörperhälften wurden mit den Modi "Dick" und "Standard" gescannt. Es wurde jeweils das Ganzkörper-Programm verwendet. Das Gewicht der Schlachtkörperhälften wurde nur mit Hilfe des iDXA bestimmt, und betrug im Durchschnitt 44 kg. Die Eber-Schlachtkörperhälften wurden mit der offenen Seite nach unten auf den Tisch gelegt. Der Scanvorgang dauerte mit dem Modus "Dick" maximal 13 Minuten und 16 Sekunden, mit dem Modus "Standard" maximal 7 Minuten und 16 Sekunden.

3.5. Der Versuchsablauf bei den Schafen

3.5.1. Die Sedierung

Es wurden insgesamt 20 Schafe untersucht und in die Studie aufgenommen. Um Bewegungsartefakte zu minimieren, wurden die Schafe sediert und mit beiden Geräten gescannt. Für die Narkose wurde eine Injektion von Xylazin und eine anschließende intravenöse Gabe von Ketamin gewählt. Dafür wurden die Tiere auf die Hintergliedmaßen gesetzt, und Xylazin (0,2 mg/kg KGW) wurde intramuskulär innen in die Oberschenkelmuskelmuskulatur verabreicht. Eine Braunüle wurde in die Vena auricularis geschoben, um Ketamin (2 mg/kg KGW Ursotamin) intravenös verabreichen zu können. Eine Dauertropfinfusion mit einer 500 ml Glucoselösung (5%) und 40 ml Ketamin (4 mg/ml) wurde während der Untersuchung ebenfalls über die Braunüle verabreicht, um die Tiere in einer gleichmäßigen Sedation zu halten. Nach dem Scanvorgang wurde die Infusion beendet, worauf die Tiere ca. 2 Minuten später erwachten.

3.5.2. Die Lagerung

Die Tiere wurden auf beiden Geräten in Bauchlage positioniert, da eine stabile Positionierung in Rückenlage oder Seitenlage nur schwer durchführbar war. Außerdem ist die

Bauchlage für Wiederkäuer am schonendsten. In der Seitenlage würden sich, durch den fehlenden Ruktus, Gase im Pansen ansammeln. Bei den Schafen wurden die Vordergliedmaßen im Gegensatz zu den Schweinen nach vorne gebeugt, die Hintergliedmaßen nach hinten (siehe Abbildung 3.9).



Abbildung 3.9.: Lagerung der Schafe auf dem DPX-IQ

3.5.3. Die Scan-Modi

Für die Untersuchung der Schafe wurde bei dem DPX-IQ der Modus “Pädiatrie Large” verwendet, da es dem Gewicht und der Größe der Schafe am besten entsprach. Bei dem iDXA wurden die zwei Modi (“Dick” und “Standard”) gewählt, die dann jeweils mit dem Modus “Pädiatrie Large” des DPX-IQ verglichen wurden. Die nachfolgende Tabelle zeigt die verschiedenen Modi, welche miteinander verglichen wurden, mit der Anzahl und dem Gewicht der Tiere.

Tabelle 3.6.: Anzahl und Gewicht der Schafe in den jeweiligen Modi

DPX-IQ vs. iDXA	Anzahl der Schafe	Gewicht
“Pädiatrie Large” vs. “Dick”	20	37,5-50,6 kg
“Pädiatrie Large” vs. “Standard”		

Außerdem wurden mit den selben 20 Schafen die 2 Modi des iDXA ("Dick" vs. "Standard") verglichen.

3.6. Der Versuchsablauf bei den Schlachtkörpern der Schafe

Für diese Untersuchung wurden die zuvor gemessenen Schafe geschlachtet. Aufgrund von fehlenden verlässlichen Messwerten bei 3 Schafen wurden 17 in die Studie aufgenommen. Der Kopf sowie die hinteren und die vorderen Extremitäten wurden im Tarsal- bzw. Karpalgelenk abgetrennt. Die inneren Organe wurden ebenfalls entfernt. Die Schlachtkörper wurden in Bauchlage positioniert, wobei die linke und die rechte Schlachtkörperhälfte etwas seitlich aufgeklappt war. Durch den Vorgang der Totenstarre war der Schlachtkörperhals zumeist nach oben gebogen, weswegen dieser dorsal angeschnitten und in die horizontale Ebene gebracht wurde. Dieser Prozess diente dazu, die Halswirbelsäule gerade zu richten, damit die Röntgenstrahlen die Knochenstrukturen besser passieren konnten. Wurde dies nicht durchgeführt, war die Intensität der Röntgenstrahlen zu gering um den Bereich der Halswirbelsäule zu passieren. Dadurch verminderte sich die Genauigkeit dieser Messungen. Die Schlachtkörper der Schafe wurden mit beiden Geräten gescannt um folgende Modi miteinander vergleichen zu können:

Tabelle 3.7.: Anzahl und Gewicht der Schaf-Schlachtkörper in den jeweiligen Modi

DPX-IQ vs iDXA	Anzahl der Schafe	Gewicht
"Pädiatrie Small" vs. "Dick"	8	17,8-25,4 kg
"Pädiatrie Small" vs. "Standard"	17	17,0-25,4 kg

Auch mit diesen Daten wurden iDXA-Modi untereinander verglichen. Anhand von 8 Schafen konnten die Modi "Dick" und "Standard" einander gegenüber gestellt werden.

3.7. Datenauswertung

Die Berechnung der Untersuchungsergebnisse erfolgt bei beiden Geräten nach jedem Scan mit Hilfe der jeweiligen Scanner-Software (DPX-IQ: Softwareversion 4.7e und iDXA: enCORE 2010, Version 13.50) und erfordert vom Nutzer keinen weiteren Aufwand. Folgende Werte wurden in dieser Dissertation verwendet:

- Magerweichgewebe ("Mager" g)

- Fettgewebe ("Fett" g)
- Knochenmineralgehalt ("BMC" g)
- Knochenmineraldichte ("BMD" g/cm²)

Folgende Werte wurden für die Dissertation aus den oben genannten Werten berechnet:

- Gesamtes Gewebe (Total Tissue g)
- Magerweichgewebe in Prozent (Mager %)
- Fettgewebe in Prozent (Fett %)
- Knochenmineralgehalt in Prozent (BMC %)

3.8. Untersuchungen mit dem Variable Composition Phantom

3.8.1. Phantombestandteile

Wie in der Dissertation von Ruge (2006), deren Ergebnisse im Anhang B zu finden sind, wurde auch hier für einen Teil der Messungen eine Kombination eines Bio-Imaging (Pennsylvania, Newtown; USA) VCPs mit einem GE Lunar Wirbelsäulen-Phantom verwendet. Das Variable Composition Phantom (VCP) besteht aus vier Acrylblöcken mit einer Größe von 20,3 cm x 24,8 cm x 14,4 cm (Länge x Breite x Höhe). Das Gewicht beträgt 7,74 kg. Dazu gibt es dünne Auflagen (1,5 mm) aus PVC und Vinyl und einen Aluminiumkopf, durch dessen Hilfe drei verschiedene Weichgewebekombinationen simuliert werden können (siehe Abbildung 3.10) .

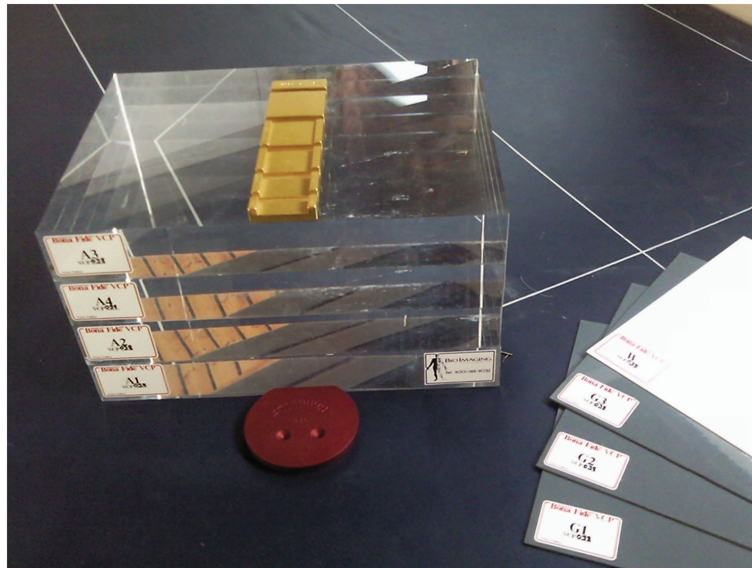


Abbildung 3.10.: Bestandteile des "Variable Composition Phantoms"

Die Abschwächung der Röntgenstrahlen durch die Acrylblöcke entspricht der Abschwächung von Fettgewebe, die der dünnen Auflagen entspricht den Abschwächungseigenschaften von Magerweichgewebe. Somit kann der Fettgehalt individuell eingestellt werden und entspricht je nach Kombination 8,3 %, 22,3 % und 43,5 % Fett, entsprechend der Herstellerangaben, die auf Messungen mit einem GE Lunar Prodigy Scanner beruhen. Den geringsten Fettgehalt erreicht man durch die Auflage aller vier PVC- und Vinylblätter, während der maximale Fettgehalt durch die Auflage von nur einem PVC-Blatt zu erlangen ist.
Die "Aluminiumwirbelsäule" besteht aus den Wirbeln L1 - L4, wobei die Hälfte von T12 und L5 als Orientierungspunkte einen Teil der Wirbelsäule darstellen. Sie imitiert die typische Größe und Dichte der menschlichen Wirbelsäule (VCP-Instruction).

3.8.2. Phantomaufbau und Positionierung

Die vier Acrylblöcke mit der Bezeichnung A1 - A4 wurden für die Messungen übereinandergestapelt. Der Aluminiumkopf besitzt zwei Vertiefungen, welche die Augen imitieren. Bei der Positionierung des Kopfes wurde die Fläche mit den Vertiefungen nach oben platziert. Die Kontaktfläche des Kopfes befand sich mittig an der Längsseite des Acrylblockes. Auf dem obersten Acrylblock wurden die dünnen Auflagen passgenau gestapelt. Die Aluminiumwirbelsäule wurde mittig auf die dünnen Auflagen gelegt, und zwar so, dass sie eine Verlängerung des Kopfes bildete. Außerdem war sie parallel zu den Außen-

kanten des Acrylblockes ausgerichtet (siehe Abbildung 3.11).

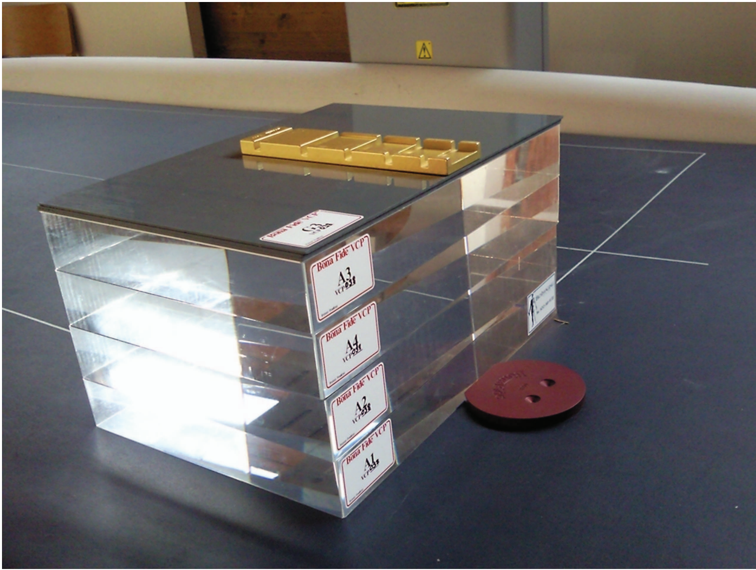


Abbildung 3.11.: Der richtige Aufbau des “Variable Composition Phantoms”

Drei verschiedene Konfigurationen konnten mit Hilfe der dünnen Auflagen erreicht werden. Die PVC-Auflagen wurden mit den Buchstaben G1 - G3 bezeichnet, die Vinylauflage erhielt den Buchstaben W. Die Reihenfolge der Auflagen spielte keine Rolle.

Tabelle 3.8.: Fettkonfigurationen mit dem “Variable Composition Phantom”

Konfig. A (High Fat)	Konfig. B (Medium Fat)	Konfig. C (Low Fat)
G1	G1+G2+W	G1+G2+G3+W

In der Bedienungsanleitung ist die Positionierung des VCP genau vorgeschrieben. Das Phantom wurde mittig auf dem Scannertisch platziert, und zwar so, dass sich der Aluminiumkopf 2,5 cm weit entfernt von der Startposition befand (VCP-Instruction).



Abbildung 3.12.: Positionierung des “Variable Composition Phantoms”

3.8.3. Scanvorgang mit dem VCP

Das Phantom wurde mit jeder Fettkonfiguration ohne Repositionierung jeweils 8 mal in den Modi “Dick” und “Standard” des iDXA gescannt. Für diese Untersuchungen wurde ebenfalls die Gesamtkörperanalyse gewählt.

3.9. Statistische Analyse der Ergebnisse

Die Statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mittels einfacher Regressionsanalyse unter Verwendung von Libre Office 3.5. Die Messwerte des iDXA stellten jeweils die unabhängige Variable dar, die Messwerte des DPX-IQ die abhängige Variable. Mit Hilfe der linearen Regressionsanalyse wurde die Beziehung der Messwerte für das Fettgewebe (g), das Magerweichgewebe (g), den Knochenmineralgehalt (g), die Knochenmineraldichte (g/cm^2), das Gesamtgewebe (g) sowie das prozentuale Fett- und Magerweichgewebe und den prozentualen Knochenmineralgehalt berechnet. Die Auswertung der prozentualen Messwerte wird in Anhang A dargestellt. Die Ergebnisse der Regressionsanalysen wurden mit dem Bestimmtheitsmaß (R^2) und dem Standardschätzfehler

("root-mean-square-error", RMSE) dargestellt. Außerdem wurde jeweils der Mittelwert, die Standardabweichung und der Variationskoeffizient (%) erfasst, um eine grobe Charakterisierung der jeweiligen Verteilung zu erhalten. Für den Vergleich der Mittelwerte wurde der t-Test (http://www.quantitativeskills.com/sisa/statistics/t-test.htm) mit einer Signifikanz-Grenze von $P < 0{,}05$ durchgeführt.

3.9.1. Die lineare Regressionsanalyse

Folgende Beschreibung der linearen Regressionsanalyse ist an das Buch von Fahrmeir et al. (2011) angelehnt.

Ziel einer Regressionsanalyse ist die Bestimmung einer Funktion $[Y = f(X) + \epsilon]$ zur Beschreibung eines vorliegenden Zusammenhanges. Dabei soll ein möglichst großer Anteil der Variabilität in den Daten erklärt werden, wobei nur wenig auf einen zufälligen Fehlerterm (ϵ) zurückzuführen sein sollte. Bei der linearen Regression wird eine Ausgleichsgerade durch die Punktewolke gelegt. Diese soll möglichst nahe an den tatsächlichen Beobachtungen liegen. Somit nimmt die Funktion $f(X)$ die Form von $f(X) = \alpha + \beta X$ an, wobei α den *Achsenabschnitt* und β die *Steigung* darstellt. Für jeden aufgenommenen Wert x_i wird ein $\widehat{y}_i$ berechnet, in der Art, dass $\alpha + \beta x_i = \widehat{y}_i$ entspricht. Da die Daten aber um die zu bestimmende Gerade streuen, weicht der prognostizierte Wert $\widehat{y}_i$ von dem tatsächlichen Wert y_i ab. Diese Abweichung soll möglichst klein sein, die wahren Y-Werte sollen also möglichst nahe an der Gerade liegen.

Die Güte des Modells wird anschließend anhand der Streuungszerlegung beurteilt. Geprüft wird, welcher Anteil der Streuung der y_i sich durch die Regressionsgleichung erklären lässt. Durch die folgende Gleichung lässt sich die gesamte Streuung der y_i erfassen, wobei $\overline{y}$ den Mittelwert darstellt:

$$SQT = \sum_{i=1}^{n} (y_i - \overline{y})^2$$

SQT stellt die Abkürzung für "***S****um of* ***Sq****uares* ***T****otal*" und damit die Gesamtstreuung dar. Bei der Streuungszerlegung wird die Gesamtstreuung in die *"erklärte Streuung" (****S****um of* ***Sq****uares* ***E****xplained)* mit

$$SQE = \sum_{i=1}^{n} (\widehat{y}_i - \overline{y})^2$$

und die *"Rest- oder Residualstreuung" (****S****um of* ***Sq****uares* ***R****esiduals)* mit

$$SQR = \sum_{i=1}^{n} (y_i - \widehat{y}_i)^2$$

aufgeteilt. $\widehat{y}_i$ entspricht dem prognostizierten Wert. Die *erklärte Streuung* gibt die Variation der prognostizierten Datenpunkte um den Mittelwert $\overline{y}$ der gemessenen Daten an. Dies ist somit ein Maß für die Variation der y-Werte um die gefundene Gerade zwischen X und Y. Die *Residualstreuung* entspricht der Abweichung der prognostizierten Werte zu den gemessenen Werten. Die Summe der *erklärten Streuung* und der *Residualstreuung* ergibt die Gesamtstreuung.
Im Fall, dass sich alle beobachteten Punkte auf einer Geraden befinden, ist die Differenz zwischen dem prognostizierten Wert $\widehat{y}_i$ und dem gemessenen Wert y_i gleich Null und daraus folgend die Residualstreuung. Die Gesamtstreuung entspricht in diesem Fall der *erklärten Streuung*. Die gesamte Variation von Y lässt sich somit durch den gefundenen linearen Zusammenhang und der Variation von X erklären. Im Umkehrschluss bedeutet dies, dass mit der Zunahme der Residualstreuung das Modell ungenauer wird. Als Maßzahl für die Güte der Modellanpassung wird das *Bestimmtheitsmaß (R^2)* verwendet. Sie setzt sich aus dem Quotienten von der *erklärten Streuung* zur Gesamtstreuung zusammen.

$$R^2 = \frac{SQE}{SQT} = \frac{\sum_{i=1}^{n}(\widehat{y}_i - \overline{y})^2}{\sum_{i=1}^{n}(y_i - \overline{y})^2}$$

Durch dieses Vorgehen kann das Bestimmtheitsmaß Werte zwischen 0 und 1 annehmen, wobei 1 eine perfekte Anpassung an die Daten liefert. Nimmt das Bestimmtheitsmaß den Wert von 0 an, erklärt das Modell keine gemeinsame Variation der Beobachtungswerte. Zur besseren Abschätzung der Güte wurde in der Dissertation zusätzlich der Standardschätzfehler berechnet. Sie wird durch die Wurzel der Residualvarianz gebildet, und stellt damit die Standardabweichung der Schätzstatistik dar.

$$\widehat{\sigma}_{[y/x]} = \sqrt{\widehat{\sigma}^2_{[y/x]}}$$

Der Standardschätzfehler gibt die durchschnittliche Stärke der Streuung der empirischen y-Werte um die von der Regressionsgerade vorhergesagten Werte an. Die Größe des Standardschätzfehlers ist vom gewählten Erhebungsmaß abhängig und ist kein standardisiertes Maß. Je kleiner der Standardschätzfehler, desto genauer und zuverlässiger ist die Vorhersage durch die Regressionsgerade [Fahrmeir et al. (2011)].

3.9.2. Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient (%)

Die Parameter Mittelwert und Standardabweichung werden verwendet, um eine Charakterisierung einer Verteilung darzustellen. Den Mittelwert $\overline{x}$ erhält man, wenn alle

beobachteten Werte aufsummiert werden und diese Summe durch die Anzahl der Beobachtungen dividiert wird.

$$\overline{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^{n} (x_i)$$

Die Standardabweichung ist die bekannteste Maßzahl für die Streuung einer Verteilung und misst die Streuung der Daten um ihren Mittelwert $\overline{x}$. Die Maßeinheit bleibt dabei bestehen.

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^{n} (x_i - \overline{x})^2}$$

Da es sich hierbei um die Standardabweichung einer Stichprobe handelt, wird durch $n - 1$ anstatt durch n geteilt.
Der Variationskoeffizient CV (%) ist die Standardabweichung als Prozentsatz des Mittelwertes:

$$CV(\%) = \frac{s}{\overline{x}} \cdot 100$$

Er bestimmt außerdem den Grad der Reproduzierbarkeit (Präzision) von Ergebnissen bei wiederholten Messungen der selben Variablen.
Davon zu unterscheiden ist die Genauigkeit, welche eine Messung der Abweichung eines Messwertes vom “tatsächlichen” Wert darstellt. Sie wird durch den Vergleich der Ergebnisse mit anderen, unabhängigen, Methoden bestimmt [Fahrmeir et al. (2011); Ruge (2006)].

4. Ergebnisse

4.1. Vergleich des Lunar DPX-IQ “Adult Normal” mit dem Lunar iDXA “Dick” und “Standard” anhand lebender Schweine als Tiermodell

4.1.1. Fettgewebe (g)

4.1.1.1. DPX-IQ “Adult Normal” versus iDXA “Dick”

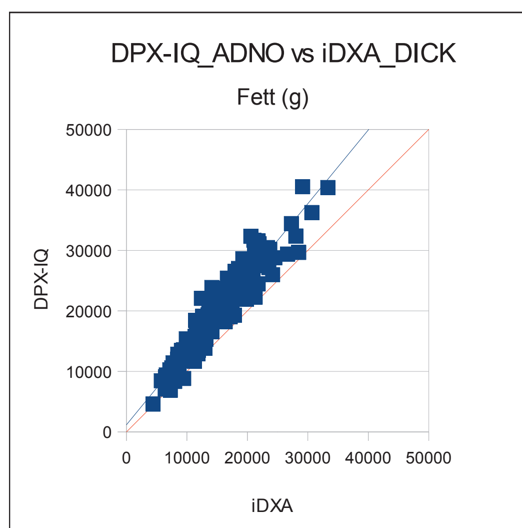


Abbildung 4.1.: Vergleich der Fettgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ$_{ADNO}$ und iDXA$_{DICK}$

Tabelle 4.1.: Vergleich der Fettgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$

Fett (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ	19209,47	6468,13	33,67	$y = 1,22x + 1175,51$	0,90	2002,63
iDXA	14801,04	5049,08	34,11			
|Diff.|	4408,43	1419,05	0,44			

In der Tabelle 4.1 sind die Ergebnisse der Regressionsanalyse für den Vergleich des DPX-IQ_{ADNO} mit dem $iDXA_{DICK}$ bezüglich der Fettgewebemessungen ersichtlich. Der Standardschätzfehler sagt aus, dass sich die Messwerte im Durchschnitt um 2002,63 g von der Gerade entfernt befinden. Anhand von der Steigung der Regressionsgerade und den Mittelwerten (siehe Tabelle 4.1) wird sichtbar, dass der iDXA in höheren Gewichtsbereichen den Fettgehalt im Vergleich zum DPX-IQ unterschätzt ($P < 0,05$). Für diese Untersuchung wurde in der gesamten Dissertation der DPX-IQ als Referenz verwendet. Wie sich die Messergebnisse der DXA-Geräte im Vergleich zu den "wahren" Werten verhalten, die zum Beispiel durch eine chemische Analyse bestimmt werden könnten, wurde in dieser Dissertation nicht untersucht.
Durch Betrachtung der Punktewolke wird ebenfalls sichtbar, dass sich die einzelnen Messwerte in höheren Gewichtsbereichen weiter von der Regressionsgerade entfernen. Aus diesem Grund wurden die Messergebnisse nach den Gewichtsbereichen der Schweine sortiert und separat untersucht. Drei Gewichtsklassen (< 80 kg; 80 - 100 kg; > 100 kg) wurden gebildet. In Tabelle 4.2 werden die Ergebnisse aufgeführt.

Tabelle 4.2.: Vergleich der Fettgewebemessungen (g) mittels DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ	14660,48	3972,62	27,10	$y = 1,23x + 631,64$	0,88	1393,15
iDXA	11403,77	3028,03	26,55			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	18650,05	5254,39	28,17	$y = 1,27x + 588,32$	0,90	1696,09
iDXA	14266,92	3930,54	27,55			
>100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	26126,00	5715,15	21,88	$y = 1,01x + 5749,74$	0,76	2839,26
iDXA	20227,56	4942,09	24,43			

Der lineare Zusammenhang der Messergebnisse der beiden Geräte in den Modi "Adult Normal" des DPX-IQ und "Dick" des iDXA ist im Gewichtsbereich zwischen 80 - 100 kg am größten, gefolgt von der Gewichtsgruppe < 80 kg. Im höheren Gewichtsbereich > 100 kg ist die Beziehung am geringsten. In allen drei Gewichtsbereichen liegen die Messwerte des iDXA unter den Werten des DPX-IQ.

4.1.1.2. DPX-IQ "Adult Normal" versus iDXA "Standard"

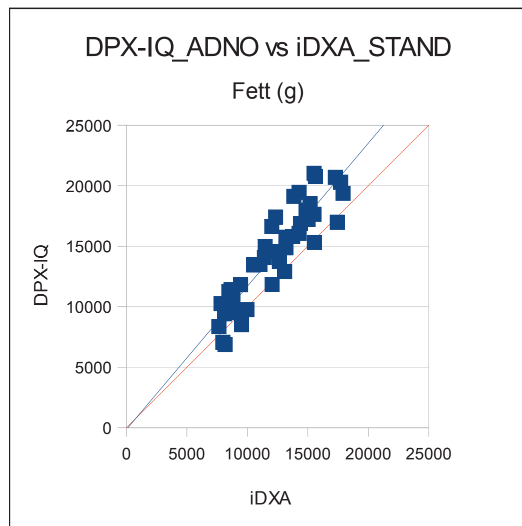


Abbildung 4.2.: Vergleich der Fettgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$

Tabelle 4.3.: Vergleich der Fettgewebemessungen (g) zwischen $DPX\text{-}IQ_{ADNO}$ und $iDXA_{STAND}$

Fett (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	14545,45	4030,40	27,71	$y = 1,18x - 143,74$	0,82	1751,74
iDXA	12418,28	3077,80	24,78			
|Diff.|	2127,18	952,60	2,92			

In der Tabelle 4.3 sind die Ergebnisse der Regressionsanalyse, sowie der Mittelwert, die Standardabweichung und der Variationskoeffizient (%) für die jeweiligen Messwerte der einzelnen Geräte ersichtlich. Die Regressionsgerade schneidet die Identitätslinie (x = y) bei +798,6 (g). Anhand der Mittelwerte (siehe Tabelle 4.3) wird erkennbar, dass die Messwerte des iDXA im Mittel unter den Werten des DPX-IQ liegen ($P < 0,05$). Die Punktewolke verteilt sich relativ gleichmäßig um die Regressionsgerade.
Außerdem wurden die Tiere in zwei verschiedene Gewichtsklassen (< 80 kg, 80 - 100 kg) unterteilt. Tiere mit einem Gewicht von > 100 kg wurden im Modus "Standard" nicht gemessen. In Tabelle 4.4 werden die Ergebnisse dieser weiterführenden Untersuchung dargestellt.

Tabelle 4.4.: Vergleich der Fettgewebemessungen (g) mittels $DPX\text{-}IQ_{ADNO}$ und $iDXA_{STAND}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	12696,65	3388,87	26,69	$y = 1,32x - 1671,76$	0,79	1591,46
iDXA	10902,65	2284,81	20,96			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	17046,76	3498,99	20,53	$y = 1,03x + 2164,42$	0,70	1967,30
iDXA	14468,82	2853,50	19,72			

Die Regressionskoeffizienten der beiden Gewichtsklassen liegen nahe beieinander, allerdings sind die Beziehungen etwas niedriger als die Ergebnisse bei dem Vergleich des $DPX\text{-}IQ_{ADNO}$ mit dem $iDXA_{DICK}$ im selben Gewichtsbereich ($R^2 = 0,88$ und $R^2 = 0,90$). Die Regressionsgerade schneidet die Identitätslinie bei +4973,43 (g). Anhand der Mittelwerte wird ersichtlich, dass die Ergebnisse des iDXA in beiden Gewichtsbereichen im Mittel unter den Messwerten des DPX-IQ liegen.

4.1.2. Magerweichgewebe (g)

4.1.2.1. DPX-IQ "Adult Normal" versus iDXA "Dick"

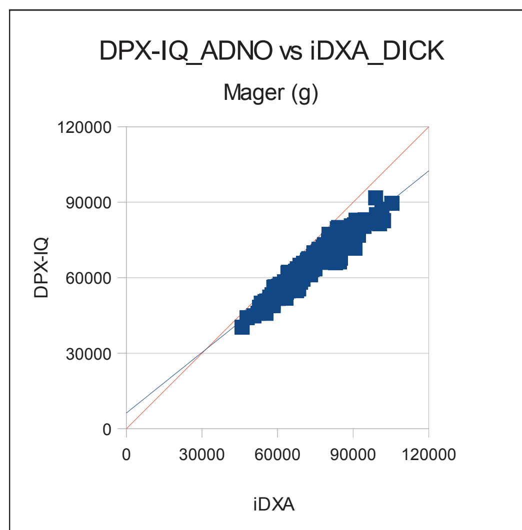


Abbildung 4.3.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$

Tabelle 4.5.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$

Mager (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R^2	RMSE
IQ	64797,33	9795,54	15,12	$y = 0,8x + 6236,57$	0,93	2571,36
iDXA	73027,41	11789,19	16,14			
|Diff.|	8230,08	1993,65	1,03			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse sowie Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient (%) werden in Tabelle 4.5 dargestellt. Die Regressionsgerade kreuzt die Identitätslinie bei +31182,85 (g). Bei Betrachtung der Mittelwerte wird ersichtlich, dass die iDXA-Werte im Mittel erwartungsgemäß über den DPX-IQ-Werten liegen ($P < 0,05$). Ferner ist die Verteilung der Punktewolke auffällig, welche im höheren Magerweichgewebebereich etwas stärker um die Regressionsgerade streut.
Die Ergebnisse der Aufteilung in drei verschiedene Gewichtsklassen (<80 kg; 80 - 100 kg; > 100 kg) werden in Tabelle 4.6 dargestellt.

Tabelle 4.6.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (g) mittels DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	54754,68	5440,73	9,94	$y = 1,01x - 6308,56$	0,91	1681,61
iDXA	60190,70	5103,72	8,48			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	65445,72	6816,64	10,42	$y = 0,99x - 7286,63$	0,90	2187,86
iDXA	73227,82	6503,71	8,88			
>100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	75839,58	6457,01	8,51	$y = 0,82x + 3225,29$	0,80	2885,09
iDXA	88552,18	7064,45	7,98			

Auch hier ist erkennbar, dass die Beziehung der beiden Geräte in den Modi “Adult Normal” des DPX-IQ und “Dick” des iDXA im Gewichtsbereich ab 100 kg aufwärts am geringsten ist. Des weiteren ist anhand der Mittelwerte ersichtlich, dass iDXA in allen Gewichtsbereichen höhere Magerweichgewebegehalte gegenüber dem DPX-IQ aufweist. Die Steigungen der Regressionsgeraden liegen in den Gewichtsbereichen unter 80 kg und zwischen 80-100 kg annähernd bei 1.

4.1.2.2. DPX-IQ "Adult Normal" versus iDXA "Standard"

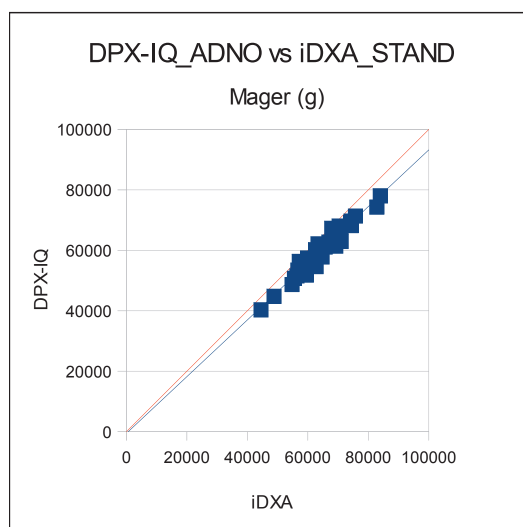


Abbildung 4.4.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$

Tabelle 4.7.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$

Mager (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R^2	RMSE
IQ	60239,88	7774,01	12,91	$y = 0,94x - 577,37$	0,93	2065,27
iDXA	64806,88	7994,08	12,34			
|Diff.|	4567,00	220,07	0,57			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse sowie Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient (%) der einzelnen Messgeräte sind in Tabelle 4.7 ersichtlich. Die Steigung der Regressionsgerade ist kleiner als 1 und schneidet die Identitätslinie im positiven Bereich nicht. Die Punktewolke verteilt sich relativ gleichmäßig entlang der Regressionsgerade. Die iDXA Werte liegen auch hier wie erwartet über den Messwerten des DPX-IQ ($P < 0,05$).

Die Einteilung der Ergebnisse in zwei verschiedene Gewichtsbereiche (< 80 kg, 80 - 100 kg) ergibt folgende Werte:

Tabelle 4.8.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (g) mittels DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	56331,52	6353,50	11,28	$y = 1,07x - 7803,74$	0,92	1890,47
iDXA	60136,04	5700,04	9,48			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	65527,65	6335,63	9,67	$y = 0,99x - 4617,61$	0,90	2028,78
iDXA	71126,24	6107,65	8,59			

Der lineare Zusammenhang der Messwerte beider Geräte in den zwei verschiedenen Gewichtsklassen ist hoch. Es ist kein deutlicher Unterschied zwischen den beiden Gruppen erkennbar. Im Gewichtsbereich unter 80 kg schneidet die Gerade die Identitätslinie bei +111482 (g). Anhand der Mittelwerte ist erkennbar, dass iDXA den Magerweichgewebegehalt im Vergleich zum DPX-IQ in diesem Modus in beiden Gewichtsbereichen erwartungsgemäß überschätzt.

4.1.3. Knochenmineralgehalt (BMC, g)

4.1.3.1. DPX-IQ "Adult Normal" versus iDXA "Dick"

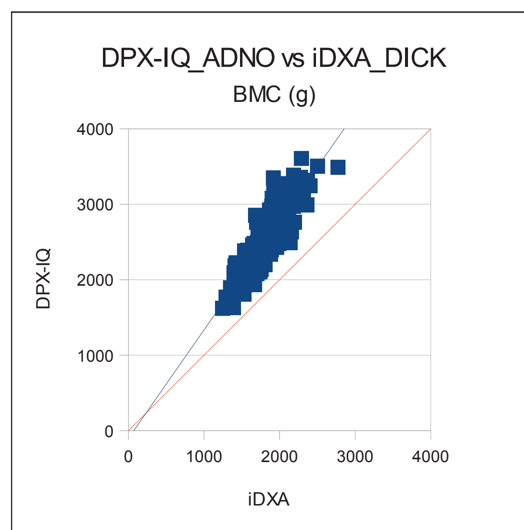


Abbildung 4.5.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$

Tabelle 4.9.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$

BMC (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	2523,20	408,32	16,18	$y = 1,44x - 102,42$	0,75	203,82
iDXA	1826,64	246,35	13,49			
|Diff.|	696,56	161,97	2,70			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse sowie Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient (%) sind aus der Tabelle 4.9 zu entnehmen.
Bei Betrachtung der Abbildung 4.5 wird ersichtlich, dass die Punktewolke bei Tieren mit höherem Knochenmineralgehalt stärker um die Regressionsgerade streut. Die Gerade schneidet die Identitätslinie bei +232,77 (g). Anhand der Mittelwerte ist erkennbar, dass iDXA den Knochenmineralgehalt im Vergleich zum DPX-IQ unterschätzt ($P < 0,05$). Die Grafik zeigt, dass mit Zunahme des Knochenmineralgehaltes die Differenz der Messwerte zwischen den beiden Geräten ebenfalls zunimmt.
Außerdem wurden drei verschiedene Gewichtsklassen untersucht (< 80 kg, 80 - 100 kg und > 100 kg). Die Ergebnisse sind in Tabelle 4.10 ersichtlich.

Tabelle 4.10.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (g) mittels DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	2111,55	217,91	10,32	$y = 1,04x + 447,86$	0,53	151,22
iDXA	1592,26	151,42	9,51			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	2516,34	251,35	9,99	$y = 1,13x + 449,54$	0,51	177,02
iDXA	1831,69	158,91	8,68			
>100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	3050,89	241,10	7,90	$y = 0,73x + 1514,3$	0,37	193,04
iDXA	2106,99	202,04	9,59			

Die linearen Zusammenhänge der beiden Geräte bezüglich des Knochenmineralgehaltes in den verschiedenen Gewichtsklassen ist in allen drei Bereichen niedriger als bei Messungen anderer Körperkomponenten. Auffällig ist, dass die Aufteilung der Daten in die

drei Gewichtsbereiche in allen drei Gruppen deutlich verminderte Beziehungen liefert als bei Betrachtung aller Messdaten zusammen.
Die Messergebnisse des iDXA bezüglich des Knochenmineralgehaltes liegen in allen drei Gewichtsbereichen unter den Messergebnissen des DPX-IQ. Die Gerade entfernt sich im höheren Körpergewichtsbereich außerdem weiter von der Identitätslinie, was bereits in der Grafik der Gesamtübersicht sichtbar wird (siehe Abbildung 4.5).

4.1.3.2. DPX-IQ "Adult Normal" versus iDXA "Standard"

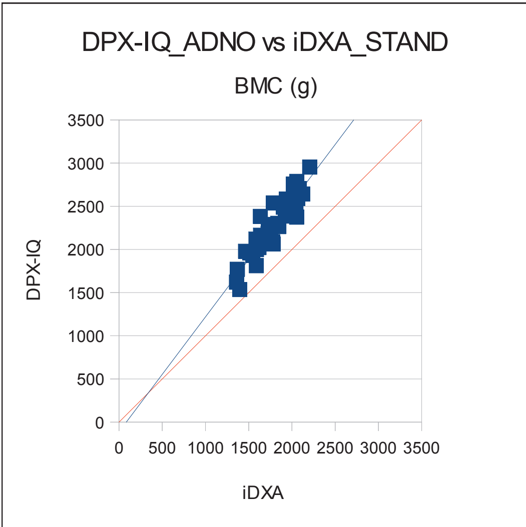


Abbildung 4.6.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$

Tabelle 4.11.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$

BMC (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ	2266,25	324,02	14,30	$y = 1,33x - 112,8$	0,85	128,39
iDXA	1786,75	223,96	12,53			
|Diff.|	479,50	100,06	1,76			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse sowie Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient (%) der einzelnen Messgeräte sind aus Tabelle 4.11 zu entnehmen.
Die Regressionsgerade schneidet die Identitätslinie bei +341,8 (g). Anhand der Grafik und der Mittelwerte ist erkennbar, dass sich die iDXA-Werte für den Knochenmineralge-

halt unter den DPX-IQ-Werten befinden ($P < 0{,}05$). Die Punktewolke liegt gleichmäßig entlang der Regressionsgerade verteilt.
Die Ergebnisse der Untersuchung der zwei Gewichtsklassen (<80 kg; 80 - 100 kg) werden in Tabelle 4.12 dargestellt.

Tabelle 4.12.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R^2**	**RMSE**
IQ	2068,04	250,46	12,11	$y = 1,26x - 7,48$	0,76	126,45
iDXA	1647,52	172,95	10,50			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R^2**	**RMSE**
IQ	2534,41	191,76	7,57	$y = 1,13x + 296,57$	0,54	133,81
iDXA	1975,12	124,78	6,32			

Wie das Diagramm in der Gesamtübersicht (siehe Abbildung 4.6) vermuten lässt, ist der lineare Zusammenhang mit einem Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0{,}76$ im geringeren Gewichtsbereich etwas höher als der lineare Zusammenhang im Bereich zwischen 80 und 100 kg ($R^2 = 0{,}54$). Auch hier liegen die iDXA-Messergebnisse des Knochenmineralgehaltes deutlich unter denen des DPX-IQ.

4.1.4. Knochenmineraldichte (BMD, g/cm²)

4.1.4.1. DPX-IQ "Adult Normal" versus iDXA "Dick"

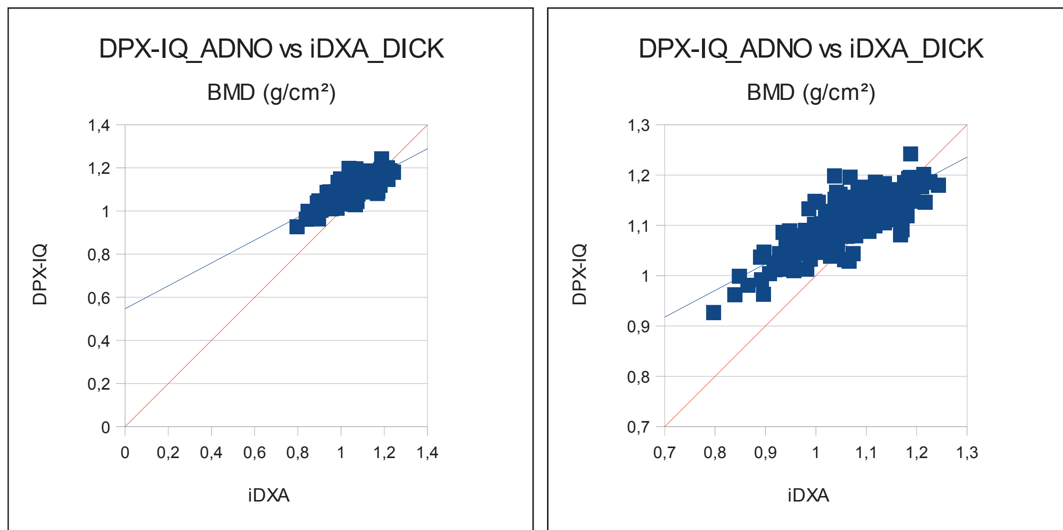


Abbildung 4.7.: Vergleich der Knochenmineraldichtemessungen (g/cm²) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 0,7 bis 1,3 g/cm²)

Tabelle 4.13.: Vergleich der Knochenmineraldichtemessungen (g/cm²) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$

BMD (g/cm²)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ	1,10	0,05	4,91	$y = 0,53x + 0,55$	0,69	0,03
iDXA	1,05	0,08	8,06			
|Diff.|	0,05	0,03	3,15			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse sowie Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient (%) werden in Tabelle 4.13 dargestellt.
Durch die Vergrößerung der Punktewolke im rechten Diagramm wird ersichtlich, dass die Messwerte relativ stark um die Regressionsgerade streuen. Die Gerade schneidet die Identitätslinie bei +1,17 (g/cm²).
Um die einzelnen Gewichtsbereiche (< 80 kg; 80 - 100 kg; > 100 kg) besser beurteilen zu können, wurden dazu ebenfalls Berechnungen durchgeführt.

Tabelle 4.14.: Vergleich der Knochenmineraldichtemessungen (g/cm²) mittels DPX-IQ$_{ADNO}$ und iDXA$_{DICK}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	1,07	0,06	5,19	$y = 0,55x + 0,52$	0,73	0,03
iDXA	1,02	0,09	8,62			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	1,10	0,05	4,29	$y = 0,48x + 0,6$	0,68	0,03
iDXA	1,05	0,08	7,75			
>100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	1,15	0,03	2,44	$y = 0,27x + 0,85$	0,37	0,02
iDXA	1,10	0,06	5,76			

Anhand dieser Ergebnisse wird ersichtlich, dass der lineare Zusammenhang der Messwerte beider Geräte in den Modi “Adult Normal” des DPX-IQ und “Dick” des iDXA bezüglich der Knochenmineraldichte in Gewichtsbereichen über 100 kg niedriger ist als in den Bereichen darunter. Die Steigungen der Regressionsgeraden sind mit +0,27 - 0,55 relativ gering. Die Schnittpunkte mit der Identitätslinie liegen zwischen +1,15 und +1,16 (g/cm²). Bei Betrachtung der Mittelwerte wird ersichtlich, dass die iDXA-Werte in allen 3 Gewichtsbereichen jeweils um 0,05 g/cm² unter denen des DPX-IQ liegen.

4.1.4.2. DPX-IQ “Adult Normal” versus iDXA “Standard”

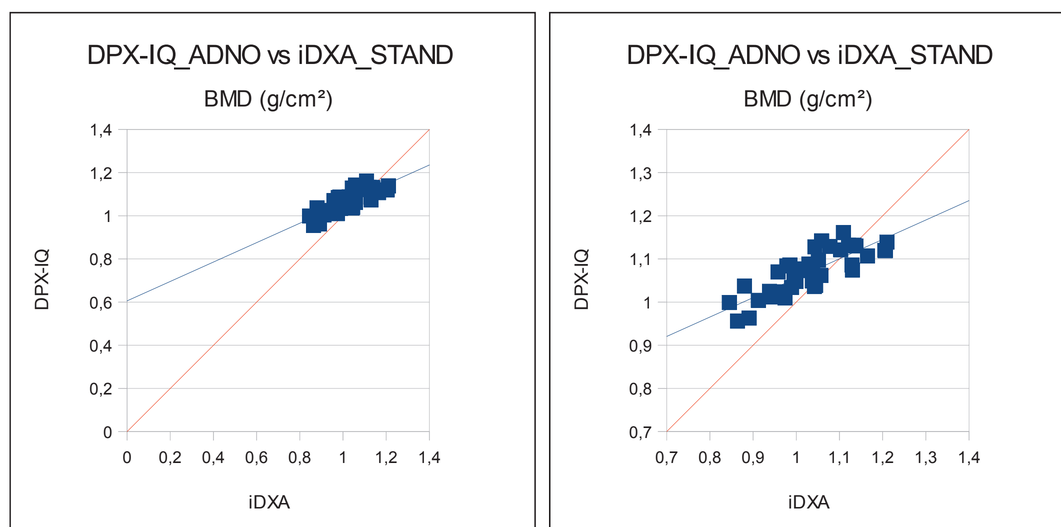


Abbildung 4.8.: Vergleich der Knochenmineraldichtemessungen (g/cm²) zwischen DPX-IQ$_{\text{ADNO}}$ und iDXA$_{\text{STAND}}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 0,7 bis 1,4 g/cm²)

Tabelle 4.15.: Vergleich der Knochenmineraldichtemessungen (g/cm²) zwischen DPX-IQ$_{\text{ADNO}}$ und iDXA$_{\text{STAND}}$

BMD (g/cm²)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	1,07	0,05	4,83	$y = 0,45x + 0,61$	0,67	0,03
iDXA	1,03	0,09	9,10			
|Diff.|	0,04	0,04	4,28			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse sowie Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient (%) werden in Tabelle 4.15 dargestellt.
Der Schnittpunkt der Regressionsgerade mit der Identitätslinie liegt bei +1,1 (g/cm²).
Die Unterteilung der Messwerte in die einzelnen Gewichtsklassen (< 80 kg; 80 - 100 kg) der Tiere ergab folgende Ergebnisse:

Tabelle 4.16.: Vergleich der Knochenmineraldichtemessungen (g/cm²) mittels DPX-IQ$_{ADNO}$ und iDXA$_{STAND}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ	1,05	0,05	4,45	$y = 0,45x + 0,6$	0,63	0,03
iDXA	0,99	0,08	8,20			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	1,10	0,04	3,90	$y = 0,35x + 0,72$	0,54	0,03
iDXA	1,08	0,09	8,27			

Der lineare Zusammenhang zwischen dem DPX-IQ$_{ADNO}$ und dem iDXA$_{STAND}$ ist im Gewichtsbereich < 80 kg bei der Messung der Knochenmineraldichte (g/cm²) etwas größer als im Gewichtsbereich zwischen 80 und 100 kg. Die Schnittpunkte der Regressionsgeraden mit der Identitätslinie liegen zwischen +1,09 (g/cm²) (für den Gewichtsbereich unter 80 kg) und +1,54 (g/cm²) (für den Bereich zwischen 80 und 100 kg). Auch hier liegen die Mittelwerte des iDXA in beiden Gewichtsklassen unterhalb der DPX-IQ-Werte.

4.1.5. Gesamtgewebe (Total Tissue, g)

4.1.5.1. DPX-IQ "Adult Normal" versus iDXA "Dick"

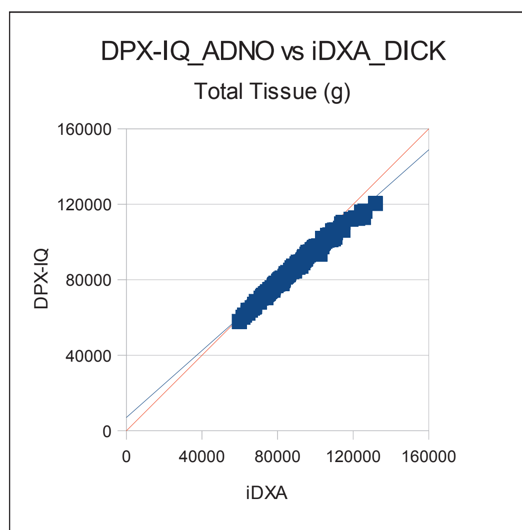


Abbildung 4.9.: Vergleich der Messergebnisse des Gesamtgewebes (Total Tissue, g) zwischen DPX-IQ$_{ADNO}$ und iDXA$_{DICK}$

Tabelle 4.17.: Vergleich der Messergebnisse des Gesamtgewebes (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$

T. Tissue (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	86530,00	13029,74	15,06	$y = 0,89x + 7033,75$	0,99	1194,09
iDXA	89655,09	14633,28	16,32			
|Diff.|	3125,09	1603,54	1,26			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse sowie Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient (%) der einzelnen Geräte sind in Tabelle 4.17 ersichtlich.
Das Gesamtgewebe wurde aus den vorherigen Ergebnissen (Fett + Magerweichgewebe + Knochenmineral jeweils in g) der DXA Geräte berechnet. Der Schnittpunkt der Regressionsgerade mit der Identitätslinie liegt bei +63943,18 (g). Die Punktewolke verteilt sich gleichmäßig entlang der Regressionsgerade.
Das Gesamtgewicht der Schweine wurde ebenfalls mit einer Körperwaage ermittelt. Das Ergebnis ist in Tabelle 4.18 ersichtlich.

Tabelle 4.18.: Vergleich der mittels einer Körperwaage erzielten Gesamtgewichte (kg) der lebenden Schweine mit den Ergebnissen der DXA-Geräte (DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$)

Gesamtgewicht	**MW (kg)**	**STABW (kg)**	**VC (%)**
Körperwaage	89,34	14,66	16,41
$MW_{Körperwaage}$ - $MW_{DPX-IQ\ (ADNO)}$	2,81	1,63	1,35
$MW_{Körperwaage}$ - $MW_{iDXA\ (DICK)}$	- 0,32	0,03	0,09

Anhand der Tabelle 4.18 ist ersichtlich, dass der DPX-IQ_{ADNO} das Gesamtgewicht gegenüber der Körperwaage um 2,81 kg unterschätzt, und der $iDXA_{DICK}$ das Gesamtgewicht um 0,32 kg überschätzt. Der Mittelwert der Messergebnisse der Körperwaage unterscheidet sich signifikant (P = 0,04) vom Mittelwert der Ergebnisse des DPX-IQ_{ADNO}. Der Unterschied zum Mittelwert der Messergebnisse des $iDXA_{DICK}$ ist nicht signifikant (P = 0,8).
Bei dem Vergleich der Messergebnisse in den unterschiedlichen Gewichtsklassen (<80 kg; 80 - 100 kg; > 100 kg) ist erkennbar, dass mit steigendem Gewicht die Differenzen der Mittelwerte zwischen den Geräten größer werden (Differenz bei <80 kg: 1,6 kg, bei 80 - 100 kg: 2,7 kg und bei >100 kg: 5,8 kg). Nachfolgend werden die Ergebnisse in Tabelle 4.19 zusammengefasst.

Tabelle 4.19.: Vergleich der Messergebnisse des Gesamtgewebes (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ	71526,71	4713,22	6,59	$y = 0,98x + 38,45$	0,99	568,54
iDXA	73186,73	4790,61	6,55			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	86612,11	5643,15	6,52	$y = 0,94x + 2489,03$	0,98	792,89
iDXA	89326,43	5933,36	6,64			
>100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	105016,47	6276,46	5,98	$y = 0,76x + 20310,83$	0,93	1631,43
iDXA	110886,72	7940,52	7,16			

4.1.5.2. DPX-IQ "Adult Normal" versus iDXA "Standard"

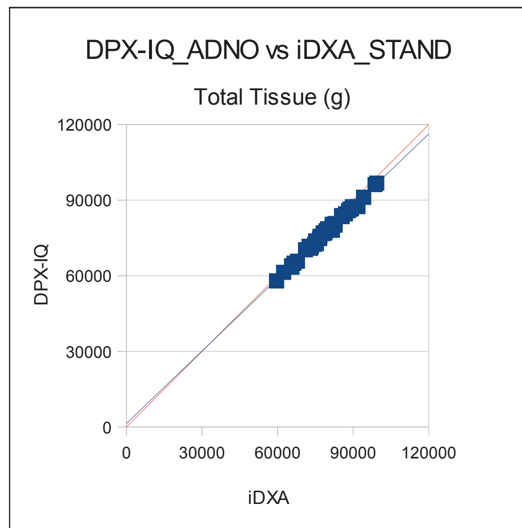


Abbildung 4.10.: Vergleich der Messergebnisse des Gesamtgewebes (Total Tissue, g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$

Tabelle 4.20.: Vergleich der Messergebnisse des Gesamtgewebes (g) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$

T. Tissue (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	77051,58	8963,52	11,63	$y = 0,96x + 1423,41$	0,99	647,01
iDXA	79011,90	9340,76	11,82			
|Diff.|	1960,33	377,24	0,19			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse sowie Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient (%) sind aus der Tabelle 4.20 zu entnehmen. Der Schnittpunkt der Regressionsgerade mit der Identitätslinie liegt bei +35585,3 (g). Die Punktewolke verteilt sich auch hier gleichmäßig entlang der Regressionsgerade.
Das Gesamtgewicht der Schweine wurde ebenfalls mit einer Körperwaage ermittelt. Das Ergebnis ist in Tabelle 4.21 ersichtlich.

Tabelle 4.21.: Vergleich der mittels einer Körperwaage erzielten Gesamtgewichte (kg) der lebenden Schweine mit den Ergebnissen der DXA-Geräte (DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$)

Gesamtgewicht	**MW (kg)**	**STABW (kg)**	**VC (%)**
Körperwaage	78,78	9,1	11,55
$MW_{Körperwaage}$ - $MW_{DPX-IQ\ (ADNO)}$	1,73	0,14	- 0,08
$MW_{Körperwaage}$ - $MW_{iDXA\ (STAND)}$	- 0,23	- 0,24	- 0,27

Der DPX-IQ_{ADNO} unterschätzt hier tendenziell das Gesamtgewicht gegenüber der Körperwaage (P = 0,4), der iDXA überschätzt es minimal (P = 0,9).
Die Ergebnisse der Untersuchung bezüglich der Gewichtsklassen (< 80 kg; 80 - 100 kg) sind in Tabelle 4.22 ersichtlich. Ein deutlicher Unterschied im linearen Zusammenhang der beiden Geräte zwischen den beiden Gewichtsbereichen ist nicht erkennbar.

Tabelle 4.22.: Vergleich der Messergebnisse des Gesamtgewebes (g) zwischen DPX-IQ$_{ADNO}$ und iDXA$_{STAND}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ	71096,22	5659,67	7,96	$y = 1,01x - 2127,91$	0,99	516,46
iDXA	72686,22	5595,72	7,70			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	85108,82	5642,42	6,63	$y = 0,96x + 1378,82$	0,98	731,79
iDXA	87570,18	5854,49	6,69			

4.2. Vergleich des Lunar DPX-IQ "Pädiatrie Large" mit dem Lunar iDXA "Dick" und "Standard" anhand lebender Schafe als Tiermodell

4.2.1. Fettgewebe (g)

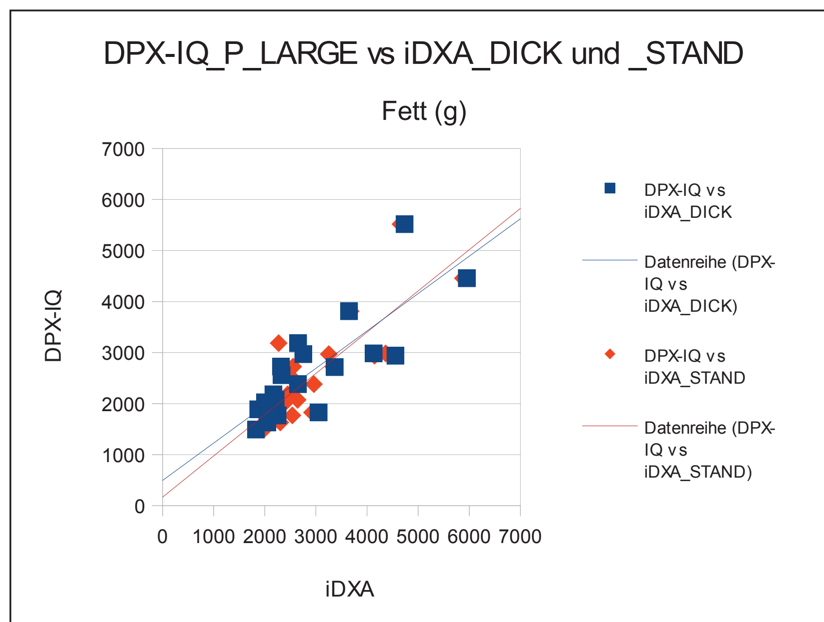


Abbildung 4.11.: Vergleich der Fettgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ$_{P_LARGE}$ und iDXA$_{DICK\ und\ STAND}$

Tabelle 4.23.: Vergleich der Fettgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{DICK}$

Fett (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ_{P_LARGE}	2645,20	1016,51	38,43	$y = 0,73x + 495,23$	0,66	607,92
$iDXA_{DICK}$	2935,55	1128,56	38,44			
|Diff.|	290,35	112,05	0,02			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse sowie Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient (%) der beiden DXA-Geräte sind der Tabelle 4.23 zu entnehmen. Die Messwerte sind nicht gleichmäßig entlang der Regressionsgerade verteilt und entfernen sich mit höherem Fettgewebegehalt weiter von der Gerade. Der Schnittpunkt mit der Identitätslinie liegt bei +1834,19 (g). Im Mittel liegen die $iDXA_{DICK}$-Werte minimal über denen des DPX-IQ_{P_LARGE} (P = 0,4).

Tabelle 4.24.: Vergleich der Fettgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{STAND}$

Fett (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ_{P_LARGE}	2645,20	1016,51	38,43	$y = 0,81x + 167,24$	0,65	621,73
$iDXA_{STAND}$	3065,80	1010,51	32,96			
|Diff.|	420,60	6,00	5,47			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse für die Beziehung zwischen den Fettgewebe-Messwerten des DPX-IQ_{P_LARGE} und des $iDXA_{STAND}$ sind der Tabelle 4.24 zu entnehmen. Die Regressionsgerade schneidet die Identitätslinie bei +880,21 (g). Im Mittel liegen die iDXA-Messwerte über denen des DPX-IQ (P = 0,2).

4.2.2. Magerweichgewebe (g)

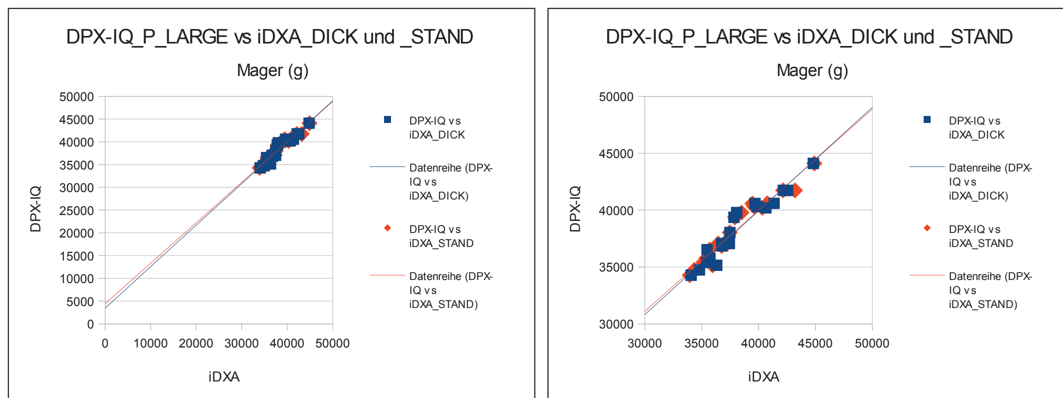


Abbildung 4.12.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (g) zwischen DPX-$\text{IQ}_{\text{P_LARGE}}$ und $\text{iDXA}_{\text{DICK und STAND}}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 30000 bis 50000 g)

Tabelle 4.25.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (g) zwischen DPX-$\text{IQ}_{\text{P_LARGE}}$ und $\text{iDXA}_{\text{DICK}}$

Mager (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R^2	RMSE
$\text{IQ}_{\text{P_LARGE}}$	38317,25	2735,70	7,14	$y = 0,91x + 3458,49$	0,93	748,88
$\text{iDXA}_{\text{DICK}}$	38233,35	2892,07	7,56			
|Diff.|	83,90	156,37	0,42			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse für den Vergleich des DPX-$\text{IQ}_{\text{P_LARGE}}$ mit dem $\text{iDXA}_{\text{DICK}}$ sind der Tabelle 4.25 zu entnehmen. Die Punktewolke ist gleichmäßig entlang der Regressionsgerade verteilt (siehe Abbildung 4.12). Die Gerade schneidet die Identitätslinie bei +38432,22 (g). Die Mittelwerte der einzelnen Geräte liegen nahe beieinander. Die Messergebnisse des iDXA liegen in diesem Modus im Mittel minimal unter den Ergebnissen des DPX-IQ (P = 0,9).

Tabelle 4.26.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (g) zwischen DPX-$\text{IQ}_{\text{P_LARGE}}$ und $\text{iDXA}_{\text{STAND}}$

Mager (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R^2	RMSE
$\text{IQ}_{\text{P_LARGE}}$	38317,25	2735,70	7,14	$y = 0,89x + 4434,15$	0,94	674,63
$\text{iDXA}_{\text{STAND}}$	38114,50	2988,19	7,84			
|Diff.|	202,75	252,49	0,70			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse für den Vergleich des DPX-IQ_{P_LARGE} mit dem $iDXA_{STAND}$ sind der Tabelle 4.26 zu entnehmen. Auch hier ist die Punktewolke gleichmäßig entlang der Gerade verteilt, welche die Identitätslinie bei +40310,46 (g) schneidet. Anhand der Mittelwerte wird ersichtlich, dass die iDXA-Werte in diesem Modus erwartungsgemäß tendenziell unter denen des DPX-IQ liegen (P = 0,8).

4.2.3. Knochenmineralgehalt (BMC, g)

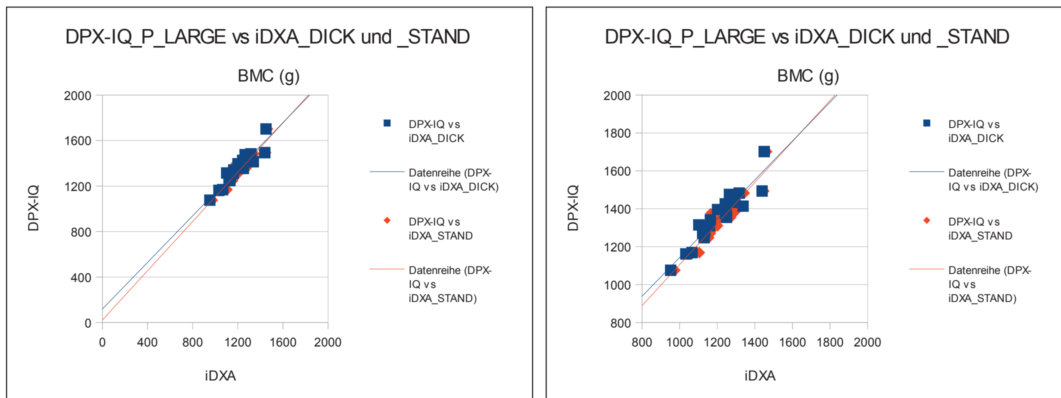


Abbildung 4.13.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (g) zwischen DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{DICK\ und\ STAND}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 800 bis 2000 g)

Tabelle 4.27.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (g) zwischen DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{DICK}$

BMC (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R^2	RMSE
IQ_{P_LARGE}	1355,70	138,66	10,23	$y = 1,02x + 119,88$	0,88	49,12
$iDXA_{DICK}$	1207,52	127,17	10,53			
|Diff.|	148,18	11,48	0,30			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse für den Vergleich des DPX-IQ_{P_LARGE} mit dem $iDXA_{DICK}$ werden in der Tabelle 4.27 dargestellt. Die Regressionsgerade ist mit einer Steigung von +1,02 annähernd parallel zu der Identitätslinie, und schneidet diese im positiven Bereich nicht. Die Messwerte sind gleichmäßig entlang der Regressionsgerade verteilt. Die iDXA-Messwerte für den Knochenmineralgehalt liegen in diesem Modus unterhalb der DPX-IQ-Werte (P < 0,05).

Tabelle 4.28.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (g) zwischen DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{STAND}$

BMC (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ_{P_LARGE}	1355,70	138,66	10,23	$y = 1,08x + 23,46$	0,88	49,81
$iDXA_{STAND}$	1231,07	120,04	9,75			
|Diff.|	124,63	18,62	0,48			

Die Modi “Pädiatrie Large” des DPX-IQ und “Standard” des iDXA wurden ebenfalls miteinander verglichen (siehe Abbildung 4.13). Die Ergebnisse der Regressionsanalyse sowie Mittelwert, Standardabweichung und Variationskoeffizient (%) sind der Tabelle 4.28 zu entnehmen. Die Punktewolke liegt ebenfalls gleichmäßig entlang der Regressionsgerade verteilt, welche mit der Steigung von +1,08 annähernd parallel zur Identitätslinie verläuft. Sie schneidet die Identitätslinie im positiven Bereich nicht. Die iDXA-Messwerte liegen im Mittel unter den Ergebnissen des DPX-IQ ($P < 0,05$).

4.2.4. Knochenmineraldichte (BMD, g/cm²)

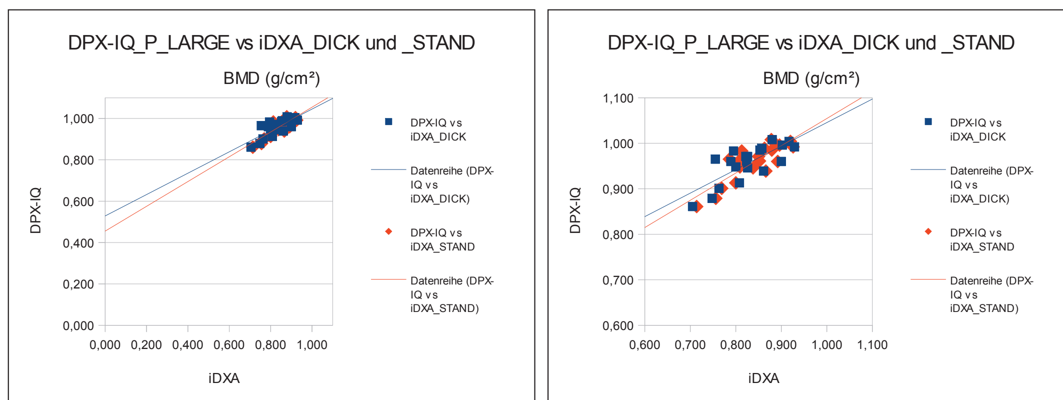


Abbildung 4.14.: Vergleich der Knochenmineraldichtemessungen (g/cm²) zwischen DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{DICK\ und\ STAND}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 0,8 bis 1,1 g/cm²)

Tabelle 4.29.: Vergleich der Knochenmineraldichtemessungen (g/cm²) zwischen DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{DICK}$

BMD (g/cm²)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ_{P_LARGE}	0,96	0,04	4,25	$y = 0,52x + 0,53$	0,59	0,03
$iDXA_{DICK}$	0,83	0,06	7,28			
|Diff.|	0,13	0,02	3,03			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse für den Vergleich des DPX-IQ_{P_LARGE} mit dem $iDXA_{DICK}$ werden in der Tabelle 4.29 dargestellt. Die Regressionsgerade schneidet die Identitätslinie bei +1,15 (g/cm²). Die iDXA-Messwerte für die Knochenmineraldichte liegen unter den DPX-IQ-Werten ($P < 0,05$).

Tabelle 4.30.: Vergleich der Knochenmineraldichtemessungen (g/cm²) zwischen DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{STAND}$

BMD (g/cm²)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ_{P_LARGE}	0,96	0,04	4,25	$y = 0,6x + 0,46$	0,68	0,02
$iDXA_{STAND}$	0,84	0,06	6,69			
|Diff.|	0,12	0,02	2,44			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse für den Vergleich des DPX-IQ_{P_LARGE} mit dem $iDXA_{STAND}$ sind in der Tabelle 4.30 ersichtlich. Die Regressionsgerade schneidet die Identitätslinie bei +1,10 (g/cm²). Hier liegen die Messwerte des iDXA für die Knochenmineraldichte ebenfalls unter den Messwerten des DPX-IQ ($P < 0,05$). Bei Betrachtung der Grafik und der Gleichung wird ersichtlich, dass diese Unterschätzung der Werte durch den iDXA im Vergleich zum DPX-IQ in geringeren Knochenmineraldichte-Bereichen größer ist.

4.2.5. Gesamtgewebe (Total Tissue, g)

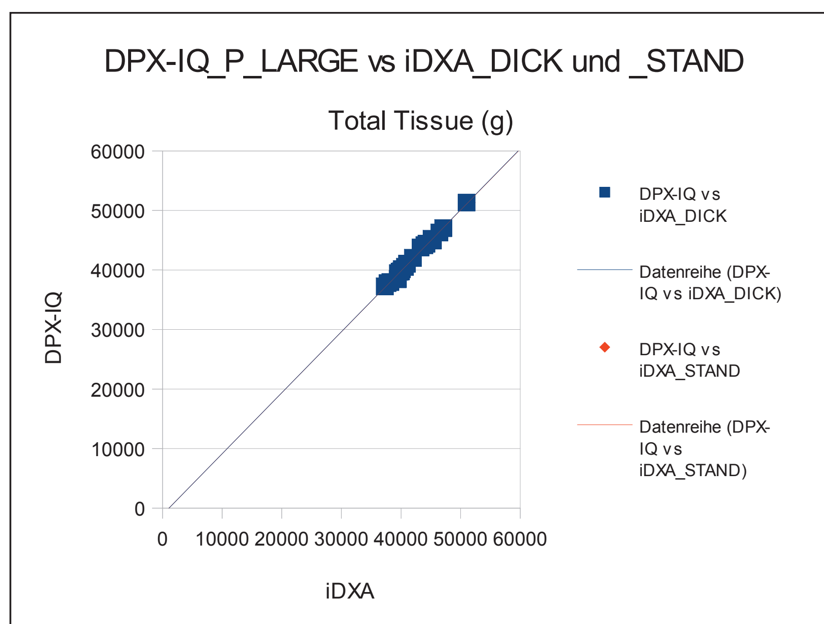


Abbildung 4.15.: Vergleich der Messergebnisse des Gesamtgewebes (Total Tissue, g) zwischen DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{DICK\ und\ STAND}$

Tabelle 4.31.: Vergleich der Messergebnisse des Gesamtgewebes zwischen DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{DICK}$

T. Tissue (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ_{P_LARGE}	42318,15	3720,68	8,79	$y = 1,02x - 1105,55$	0,99	297,86
$iDXA_{DICK}$	42376,42	3619,91	8,54			
|Diff.|	58,27	100,77	0,25			

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse für das Gesamtgewebe werden für den Vergleich vom DPX-IQ_{P_LARGE} mit dem $iDXA_{DICK}$ in der Tabelle 4.31 dargestellt. Die Regressionsgerade verläuft annähernd parallel zur Identitätslinie, welche von der Gerade bei +55277,5 (g) geschnitten wird. Die Punktewolke liegt gleichmäßig verteilt entlang der Regressionsgerade.
Das Gesamtgewicht der Schafe wurde ebenfalls mit einer Körperwaage ermittelt. Das Ergebnis ist in Tabelle 4.32 ersichtlich. Beide DXA-Geräte unterschätzen das Gesamtgewicht im Gegensatz zur Körperwaage minimal (P > 0,8).

Tabelle 4.32.: Vergleich der mittels einer Körperwaage erzielten Gesamtgewichte (kg) der lebenden Schafe mit den Ergebnissen der DXA-Geräte (DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{DICK}$)

Gesamtgewicht	**MW (kg)**	**STABW (kg)**	**VC (%)**
Körperwaage	42,53	3,76	8,84
$MW_{Körperwaage}$ - $MW_{DPX\text{-}IQ\ (P_LARGE)}$	0,21	0,04	0,05
$MW_{Körperwaage}$ - $MW_{iDXA\ (DICK)}$	0,15	0,14	0,3

Tabelle 4.33.: Vergleich der Messergebnisse des Gesamtgewebes (g) zwischen DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{STAND}$

T. Tissue (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R^2**	**RMSE**
IQ_{P_LARGE}	42318,15	3720,68	8,79	$y = 1,02x - 1095$	0,99	303,01
$iDXA_{STAND}$	42411,37	3623,38	8,54			
|Diff.|	93,22	97,30	0,25			

Der Vergleich des DPX-IQ_{P_LARGE} mit dem $iDXA_{STAND}$ bezüglich des Gesamtgewebes wird in Tabelle 4.33 dargestellt. Die Steigung der Regressionsgerade beträgt annähernd 1. Die Punktewolke liegt gleichmäßig verteilt entlang der Regressionsgerade. Der Schnittpunkt der Gerade mit der Identitätslinie liegt bei +54750 (g).

Das mit der Körperwaage ermittelte Gesamtgewicht der Schafe ist in Tabelle 4.34 ersichtlich. Beide Geräte unterschätzen das Gesamtgewicht tendenziell gegenüber der Körperwaage ($P > 0{,}8$).

Tabelle 4.34.: Vergleich der mittels einer Körperwaage erzielten Gesamtgewichte (kg) der lebenden Schafe mit den Ergebnissen der DXA-Geräte (DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{STAND}$)

Gesamtgewicht	**MW (kg)**	**STABW (kg)**	**VC (%)**
Körperwaage	42,53	3,76	8,84
$MW_{Körperwaage}$ - $MW_{DPX\text{-}IQ\ (P_LARGE)}$	0,21	0,04	0,05
$MW_{Körperwaage}$ - $MW_{iDXA\ (STAND)}$	0,12	0,14	0,3

4.3. Vergleich des Lunar DPX-IQ “Pädiatrie Small” mit dem Lunar iDXA “Dick” und “Standard” anhand der Schaf-Schlachtkörper als Tiermodell

Die Ergebnisse des Vergleichs des Modus “Pädiatrie Small” des DPX-IQ mit den Modi “Dick” und “Standard” des iDXA werden in den folgenden Diagrammen und Tabellen dargestellt.

4.3.1. Fettgewebe (g)

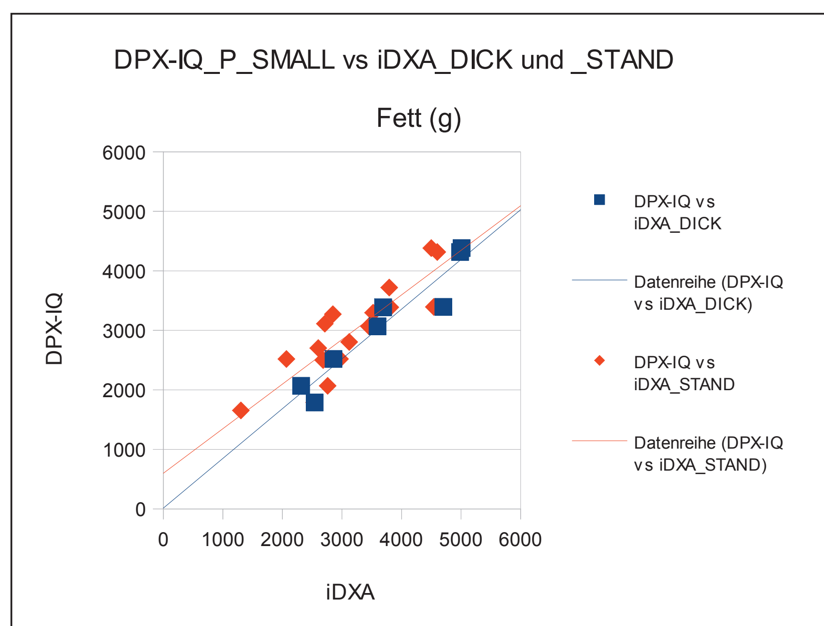


Abbildung 4.16.: Vergleich der Fettgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ$_{\text{P_SMALL}}$ und iDXA$_{\text{DICK und STAND}}$

Tabelle 4.35.: Vergleich der Fettgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ$_{\text{P_SMALL}}$ und iDXA$_{\text{DICK und STAND}}$

Fett (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ P_SMALL	3115,63	957,36	30,73	$y = 0,84x + 13,82$	0,91	313,61
iDXA DICK	3712,63	1091,92	29,41			
IQ P_SMALL	2970,88	775,34	26,10	$y = 0,75x + 599,38$	0,75	398,49
iDXA STAND	3166,29	897,91	28,36			

Wird die Abbildung 4.16 und die Tabelle 4.35 betrachtet, fällt auf, dass das Bestimmtheitsmaß bei dem Vergleich des DPX-IQ$_{P_SMALL}$ mit dem iDXA$_{DICK}$ mit 0,91 am größten ist. Die Steigung der Gerade beträgt +0,84, wodurch sie sich von der Identitätslinie am wenigsten entfernt. Der Schnittpunkt dieser Gerade mit der Identitätslinie liegt bei +86,38 (g). Die Mittelwerte in der Tabelle 4.35 zeigen, dass die Messwerte des iDXA im Modus "Dick" und "Standard" minimal über den Messwerten des DPX-IQ im Modus "Pädiatrie Small" liegen. Die Unterschiede zwischen den Mittelwerten sind jedoch nicht signifikant.

Das Bestimmtheitsmaß der Regressionsgerade bei dem Vergleich des DPX-IQ$_{P_SMALL}$ mit dem iDXA$_{STAND}$ ist deutlich niedriger. Der Schnittpunkt mit der Identitätslinie (bei +2397,52 g) liegt aber näher zum Mittelwert der Daten.

4.3.2. Magerweichgewebe (g)

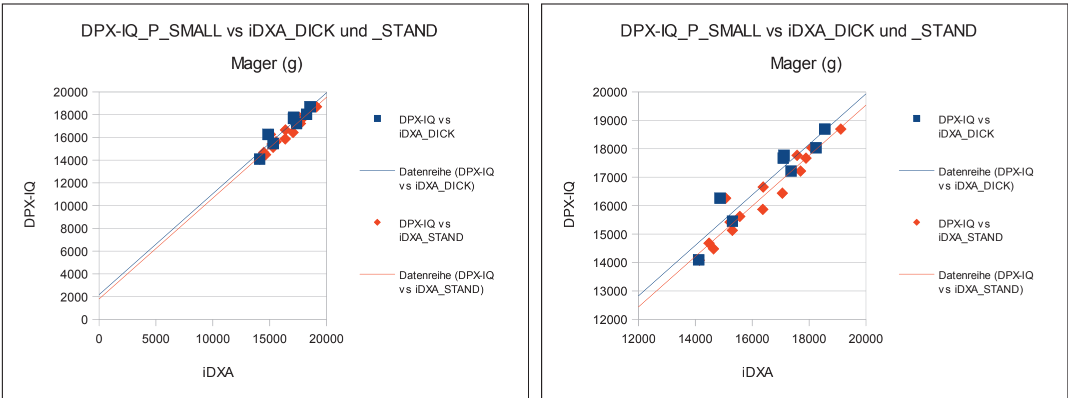


Abbildung 4.17.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ$_{P_SMALL}$ und iDXA$_{DICK\ und\ STAND}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 12000 bis 20000 g)

Tabelle 4.36.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (g) zwischen DPX-IQ$_{P_SMALL}$ und iDXA$_{DICK\ und\ STAND}$

Mager (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R^2	RMSE
IQ P_SMALL	16898,75	1527,15	9,04	$y = 0,89x + 2173,64$	0,89	544,94
iDXA DICK	16583,38	1623,31	9,79			
IQ P_SMALL	16091,53	1420,13	8,83	$y = 0,89x + 1793,84$	0,93	392,69
iDXA STAND	16118,53	1542,54	9,57			

Bei dem Vergleich des DPX-IQ$_{P_SMALL}$ mit dem iDXA$_{DICK}$ schneidet die Regressionsgerade die Identitätslinie bei +19760,36 (g). Die Mittelwerte der Magerweichgewebemessungen liegen nahe beieinander, wobei sich die Messergebnisse des iDXA$_{DICK}$ größtenteils unter den Ergebnissen des DPX-IQ befinden (P = 0,7).
Die lineare Beziehung des DPX-IQ im Modus "Pädiatrie Small" mit dem iDXA im Modus "Standard" ist etwas höher als der lineare Zusammenhang bei dem Vergleich des DPX-IQ mit dem Modus "Dick" des iDXA. Die beiden Regressionsgeraden verlaufen parallel zueinander (siehe Abbildung 4.17). Der Schnittpunkt dieser Gerade mit der Identitätslinie liegt bei +16307,64 (g). Dieser Punkt liegt näher zum Mittelwert der Daten. Die Mittelwerte liegen ebenfalls nahe beieinander (P = 0,96). Die Punktewolke verteilt sich gleichmäßig entlang der Regressionsgerade.

4.3.3. Knochenmineralgehalt (BMC, g)

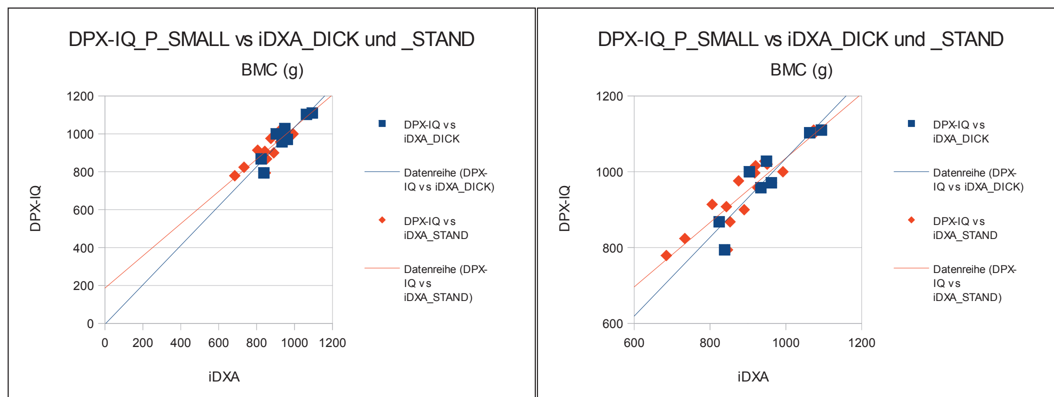


Abbildung 4.18.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (g) zwischen DPX-IQ$_{P_SMALL}$ und iDXA$_{DICK \text{ und } STAND}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 600 bis 1200 g)

Tabelle 4.37.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (g) zwischen DPX-IQ$_{P_SMALL}$ und iDXA$_{DICK \text{ und } STAND}$

BMC (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ P_SMALL	979,00	108,52	11,08	$y = 1,04x - 4,61$	0,84	46,73
iDXA DICK	945,99	95,71	10,12			
IQ P_SMALL	950,94	97,46	10,25	$y = 0,85x + 186,43$	0,82	43,28
iDXA STAND	899,73	103,55	11,51			

Die Steigung der Regressionsgerade bei dem Vergleich des DPX-IQ$_{P_SMALL}$ mit dem iDXA$_{DICK}$ ist mit +1,04 annähernd parallel zu der Identitätslinie (siehe Abbildung 4.18). Der Schnittpunkt mit der Identitätslinie liegt bei +11,53 (g). Die iDXA$_{DICK}$-Messwerte liegen im Mittel unter denen des DPX-IQ (P = 0,5). Der lineare Zusammenhang ist etwas größer als der lineare Zusammenhang bei dem Vergleich des DPX-IQ$_{P_SMALL}$ mit dem iDXA$_{STAND}$. Der Schnittpunkt dieser Gerade mit der Identitätslinie befindet sich bei +1242,87 (g). Auch hier liegen die iDXA-Werte im Modus "Standard" größtenteils unter denen des DPX-IQ (P = 0,2).

4.3.4. Knochenmineraldichte (BMD, g/cm²)

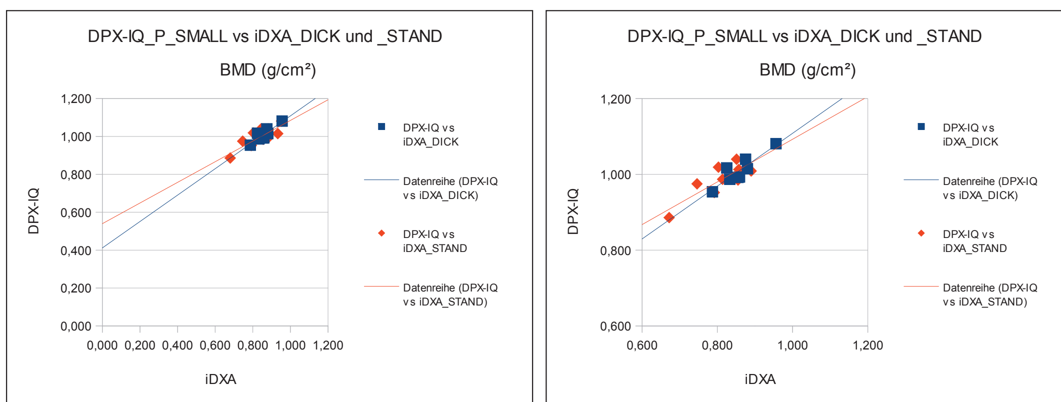


Abbildung 4.19.: Vergleich der Knochenmineraldichtemessungen (g/cm²) zwischen DPX-IQ$_{P_SMALL}$ und iDXA$_{DICK\ und\ STAND}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 0,6 bis 1,2 g/cm²)

Tabelle 4.38.: Vergleich der Knochenmineraldichtemessungen (g/cm²) zwischen DPX-IQ$_{P_SMALL}$ und iDXA$_{DICK\ und\ STAND}$

BMD (g/cm²)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ P_SMALL	1,01	0,04	3,80	$y = 0,7x + 0,41$	0,81	0,02
iDXA DICK	0,86	0,05	5,76			
IQ P_SMALL	1,00	0,04	4,30	$y = 0,54x + 0,54$	0,68	0,03
iDXA STAND	0,84	0,06	7,73			

Bei dem Vergleich des DPX-IQ$_{P_SMALL}$ mit dem iDXA$_{DICK}$ befindet sich der Schnittpunkt der Regressionsgerade mit der Identitätslinie bei +1,37 (g/cm²) - außerhalb des Bereiches der Beobachtungswerte. Bei dem Vergleich des DPX-IQ$_{P_SMALL}$ mit dem

$iDXA_{STAND}$ ist das Bestimmtheitsmaß niedriger als bei dem Vergleich mit dem $iDXA_{DICK}$. Die Regressionsgerade schneidet die Identitätslinie bei +1,17 (g/cm²). iDXA unterschätzt in beiden Modi die Knochenmineraldichte im Vergleich zum DPX-IQ ($P < 0{,}05$).

4.3.5. Gesamtgewebe (Total Tissue, g)

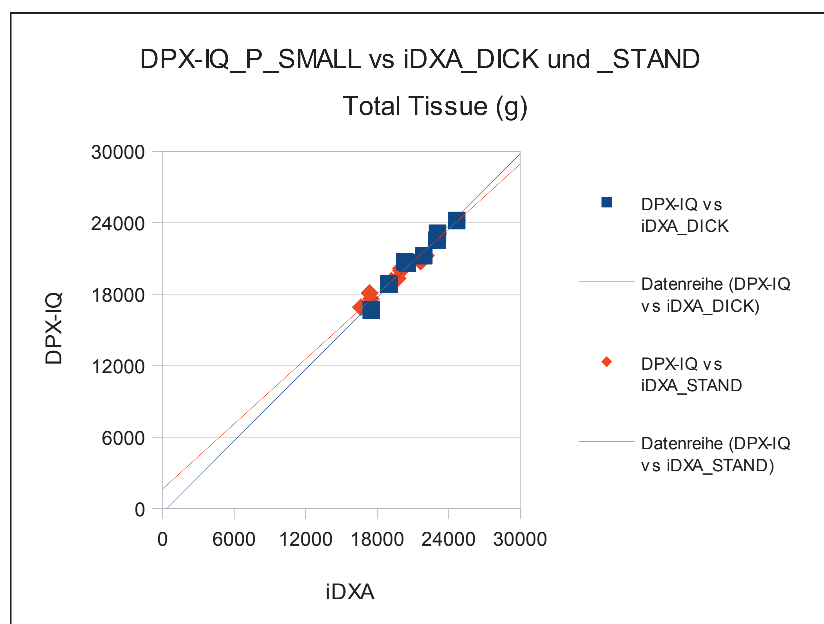


Abbildung 4.20.: Vergleich der Messergebnisse des Gesamtgewebes (Total Tissue, g) zwischen $DPX\text{-}IQ_{P_SMALL}$ und $iDXA_{DICK\ und\ STAND}$

Tabelle 4.39.: Vergleich der Messergebnisse des Gesamtgewebes (g) zwischen $DPX\text{-}IQ_{P_SMALL}$ und $iDXA_{DICK\ und\ STAND}$

T.Tissue (g)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ P_SMALL	20993,38	2407,22	11,47	$y = 1x - 345,5$	0,97	462,46
iDXA DICK	21241,99	2358,08	11,10			
IQ P_SMALL	20013,35	2078,48	10,39	$y = 0,91x + 1667,03$	0,96	402,77
iDXA STAND	20184,55	2246,12	11,13			

Die Beziehungen der Messwerte des Gesamtgewebes "korrelieren" in beiden Modi des iDXA gut mit dem Modus "Pädiatrie Small" des DPX-IQ (siehe Tabelle 4.39). Die Regressionsgerade bei dem Vergleich des $DPX\text{-}IQ_{P_SMALL}$ mit dem $iDXA_{DICK}$ mit der Steigung +1 verläuft parallel zu der Identitätslinie.

Der Vergleich der Ergebnisse des DPX-IQ$_{P_SMALL}$ sowie des iDXA$_{DICK}$ mit den Messergebnissen der Körperwaage ist in der Tabelle 4.40 ersichtlich. Beide DXA-Geräte unterschätzen das Gesamtgewicht gegenüber der Körperwaage minimal (P > 0,4).

Tabelle 4.40.: Vergleich der mittels einer Körperwaage erzielten Gesamtgewichte (kg) der Schaf-Schlachtkörper mit den Ergebnissen der DXA-Geräte (DPX-IQ$_{P_SMALL}$ und iDXA$_{DICK}$)

Gesamtgewicht	**MW (kg)**	**STABW (kg)**	**VC (%)**
Körperwaage	21,90	2,29	10,47
MW$_{Körperwaage}$ - MW$_{DPX-IQ (P_SMALL)}$	0,91	- 0,12	- 1,00
MW$_{Körperwaage}$ - MW$_{iDXA (DICK)}$	0,66	- 0,07	- 0,63

Die Regressionsgerade bei dem Vergleich des DPX-IQ$_{P_SMALL}$ mit dem iDXA$_{STAND}$ schneidet die Identitätslinie bei +18522,56 (g), wobei auch diese Gerade annähernd parallel zur Identitätslinie verläuft (siehe Tabelle 4.39). Der Vergleich dieser Ergebnisse mit den Messergebnissen der Körperwaage ist in der Tabelle 4.41 ersichtlich. Hier unterschätzen ebenfalls beide DXA-Geräte das Gewicht der Schaf-Schlachtkörper gegenüber der Körperwaage minimal (P > 0,4).

Tabelle 4.41.: Vergleich der mittels einer Körperwaage erzielten Gesamtgewichte (kg) der Schaf-Schlachtkörper mit den Ergebnissen der DXA-Geräte (DPX-IQ$_{P_SMALL}$ und iDXA$_{STAND}$)

Gesamtgewicht	**MW (kg)**	**STABW (kg)**	**VC (%)**
Körperwaage	20,53	2,21	10,76
MW$_{Körperwaage}$ - MW$_{DPX-IQ (P_SMALL)}$	0,52	0,13	0,37
MW$_{Körperwaage}$ - MW$_{iDXA (STAND)}$	0,35	- 0,04	- 0,37

4.4. Genauigkeit und Präzision des Lunar iDXA mit dem VCP Phantom und der Aluminium-Wirbelsäule

4.4.1. Modus “Dick”

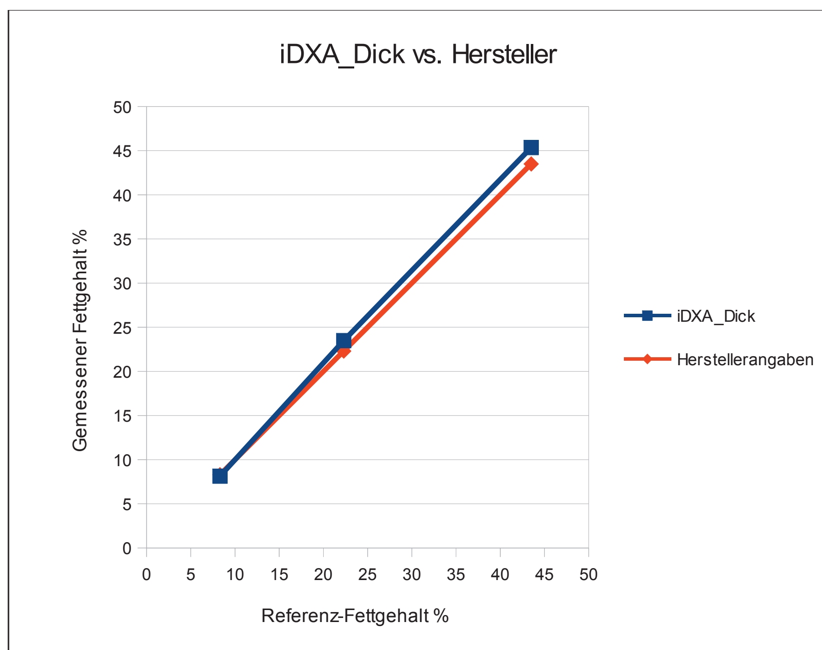


Abbildung 4.21.: Messergebnisse $iDXA_{DICK}$ vs. VCP-Herstellerangaben

Tabelle 4.42.: Messergebnisse des VCP mit dem $iDXA_{DICK}$

$iDXA_{DICK}$	“Low Fat” 8,3%	“Medium Fat” 22,3%	“High Fat” 43,5%
Mittelwert	8,13	23,48	45,35
Standardabweichung	0,15	0,10	0,30
VC (%)	1,83	0,44	0,66

Um die Genauigkeit zu beurteilen, müssen die Messergebnisse mit dem wahren Wert der Messgröße verglichen werden. Demnach wird die Differenz zwischen dem Mittelwert und dem vom Hersteller angegebenen Wert berechnet. In diesem Modus zeigt die kleinste Fettstufe des Phantoms die größte Genauigkeit. Der Mittelwert der Messungen ist geringfügig unter dem Wert der Herstellerangaben. Am ungenauesten sind dagegen die Ergebnisse mit der höchsten Fettstufe. Hier liegen die Messergebnisse im Mittel um 1,85 % über den Herstellerangaben.

Die Präzision des Gerätes wird durch die Standardabweichung und den Variationskoeffizienten (%) bewertet. Die geringste Standardabweichung und somit die größte Präzision stellt in diesem Modus die mittlere Fettstufe dar. Der Variationskoeffizient (%) ist in der mittleren Fettstufe ebenfalls am geringsten.
Bei Betrachtung der Grafik (siehe Abbildung 4.21) wird der steilere Anstieg der Messgerade gegenüber der Herstellergerade ersichtlich. Durch Extrapolation der beiden Grafen werden deren Schnittpunkte miteinander, sowie der Schnittpunkt der Messgerade mit der y-Achse berechnet. Die Herstellergerade wird im Punkt (6,8 %; 6,8 %) geschnitten. Eine Regressionsgleichung wurde berechnet, um den linearen Zusammenhang der Herstellerangaben mit den gemessenen Werten zu prüfen. Die Regressiongerade ergibt die Gleichung $y = 1,03x - 0,21$. Das Bestimmtheitsmaß beträgt $R^2 = 1$, wobei der Standardschätzfehler (RMSE) bei 0,79 % liegt.

4.4.2. Modus “Standard”

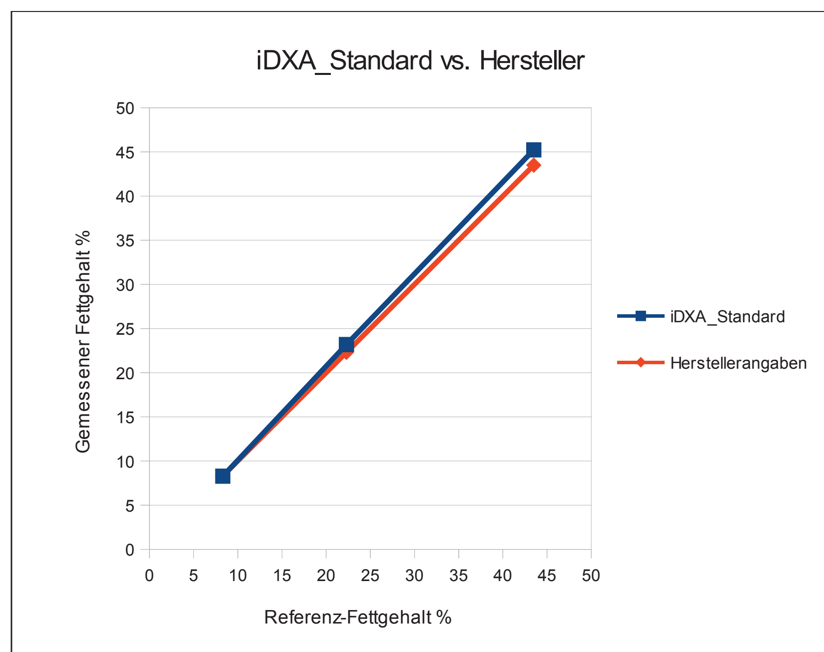


Abbildung 4.22.: Messergebnisse iDXA $_{\text{STAND}}$ vs. VCP-Herstellerangaben

Tabelle 4.43.: Messergebnisse des VCP mit dem $\text{iDXA}_{\text{STAND}}$

Standard	"Low Fat" 8,3%	"Medium Fat" 22,3%	"High Fat" 43,5%
Mittelwert	8,29	23,19	45,23
Standardabweichung	0,15	0,22	0,15
VC (%)	1,76	0,96	0,33

In diesem Modus sind ebenfalls die Ergebnisse der geringsten Fettstufe am genauesten (siehe Abbildung 4.22). In der höchsten Fettstufe liegen die Messergebnisse im Mittel um 1,73 % über den Herstellerangaben.
Die geringste Standardabweichung und somit die größte Präzision wird in der geringsten Fettstufe und in der höchsten Fettstufe erreicht. Der Variationskoeffizient (%) ist dagegen umso größer, je niedriger die Fettkonfiguration eingestellt wird.
Die Steigung der Messgerade ist geringfügig größer als die Steigung der Herstellergerade. Nach Extrapolation beider Grafen wurde der Schnittpunkt beider Geraden miteinander, und der Schnittpunkt der Messgerade mit der y-Achse berechnet. Beide Geraden schneiden einander im Punkt (6,6 %; 6,6 %).
Die berechnete Regressionsgerade ergibt eine Gleichung von $y = 1,02x - 0,17$. Das Bestimmtheitsmaß (R^2) beträgt genau 1, wobei der Standardschätzfehler (RMSE) bei 0,69 % liegt.

4.5. Ergebnisse des Vergleiches verschiedener iDXA-Modi miteinander

4.5.1. Vergleich der Modi iDXA "Dick" und iDXA "Standard" anhand lebender Schweine als Tiermodell

Tabelle 4.44.: Vergleich $iDXA_{STAND}$ vs. $iDXA_{DICK}$ anhand lebender Schweine

Fett (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	10229,54	2445,74	23,91	$y = 1,03x + 936,52$	0,93	642,42
Stand	11505,92	2614,74	22,73			
Mager (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	66133,17	9724,15	14,70	$y = 0,97x + 318,76$	0,99	761,33
Stand	64693,83	9493,51	14,67			
BMC (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	1662,54	219,18	13,18	$y = 1,01x + 75,2$	0,96	44,07
Stand	1748,00	224,93	12,87			
BMD (g/cm²)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	0,97	0,07	7,09	$y = 0,95x + 0,07$	0,91	0,02
Stand	0,99	0,07	6,90			
T. Tissue (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	78025,25	10407,05	13,34	$y = 1x + 105,72$	1,00	144,58
Stand	77947,75	10383,57	13,32			

Als unabhängige Variable wurde bei dem Vergleich der iDXA Modi "Dick" und "Standard" der Modus "Dick" gewählt. Der lineare Zusammenhang der beiden Modi des iDXA ist bei allen Untersuchungen sehr eng (R^2 = 0,91 - 1). Die Steigung der Regressionsgeraden beträgt +0,95 bis +1,03, womit die Geraden annähernd parallel zur Identitätslinie verlaufen. Das größte Bestimmtheitsmaß (R^2 = 1) bei dem Vergleich der beiden Modi erlangte die Berechnung des Gesamtgewebes aus den gemessenen Knochenmineral-, Magerweichgewebe-, und Fettwerten.

4.5.2. Vergleich der Modi iDXA "Dick" und "Standard" anhand von Eberschlachtkörperhälften

Tabelle 4.45.: Vergleich $iDXA_{DICK}$ vs. $iDXA_{STAND}$ anhand Eberschlachtkörperhälften

Fett (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	5835,14	1009,36	17,30	$y = 0,98x + 188,97$	0,99	81,97
Stand	5910,76	992,87	16,80			
Mager (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	37594,00	1428,95	3,80	$y = 0,99x + 213,33$	0,99	107,30
Stand	37477,24	1420,21	3,79			
BMC (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	917,40	63,50	6,92	$y = 1,00x + 7,79$	0,99	6,39
Stand	922,83	63,64	6,90			
BMD (g/cm²)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	0,68	0,04	5,50	$y = 0,96x + 0,04$	0,99	0,004
Stand	0,69	0,04	5,25			
T. Tissue (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	44346,54	1242,03	2,80	$y = 1,00x + 30,63$	1,00	32,66
Stand	44310,83	1240,58	2,80			

Bei der Messung der Eberschlachtkörperhälften wurde als unabhängige Variable bei dem Vergleich der Modi "Dick" und "Standard" des iDXA der Modus "Dick" gewählt. Der lineare Zusammenhang war ebenfalls sehr eng (R^2 = 0,99 - 1). Die Steigung der Regressionsgeraden beträgt +0,96 bis +1, die Geraden verlaufen demnach annähernd parallel zur Identitätslinie. Hier erreichte ebenfalls die Berechnung des Gesamtgewebes aus den Knochenmineral-, Magerweichgewebe- und Fettwerten das größte Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 1$.

4.5.3. Vergleich der Modi iDXA “Dick” und “Standard” anhand lebender Schafe als Tiermodell

Tabelle 4.46.: Vergleich $iDXA_{DICK}$ vs. $iDXA_{STAND}$ anhand lebender Schafe

Fett (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	2935,55	1128,56	38,44	$y = 0,88x + 493,9$	0,96	214,26
Stand	3065,80	1010,51	32,96			
Mager (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	38233,35	2892,07	7,56	$y = 1,03x - 1201,54$	0,99	299,19
Stand	38114,50	2988,19	7,84			
BMC (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	1207,52	127,17	10,53	$y = 0,91x + 127,54$	0,94	30,86
Stand	1231,07	120,04	9,75			
BMD (g/cm²)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	0,83	0,0603	7,28	$y = 0,91x + 0,08$	0,96	0,01
Stand	0,84	0,0560	6,69			
T. Tissue (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
Dick	42376,42	3619,91	8,54	$y = 1x + 8,48$	1	96,35
Stand	42411,37	3623,38	8,54			

Bei dem Vergleich der iDXA-Modi “Dick” und “Standard” anhand von lebenden Schafen wurde der Modus “Dick” als unabhängige Variable gewählt. Dieser Vergleich erzielte geringfügig höhere Übereinstimmungen bei der Messung des Fettgewebes ($R^2 = 0,96$) und der Knochenmineraldichte ($R^2 = 0,96$) als der Vergleich der selben Modi anhand von lebenden Schweinen (Fettgewebe: $R^2 = 0,93$; Knochenmineraldichte: $R^2 = 0,91$). Bei dem Vergleich der Modi bei der Messung des Knochenmineralgehaltes wurde anhand der lebenden Schweine ein höheres Bestimmtheitsmaß erzielt als anhand der lebenden Schafe ($R^2 = 0,96$ vs. $R^2 = 0,94$). Der Vergleich der Modi bei der Messung des Magerweichgewebes und des Gesamtgewebes war bei beiden Tierarten mit jeweils $R^2 = 0,99$ (für das Magerweichgewebe) und $R^2 = 1$ (für das Gesamtgewebe) identisch. Der lineare Zusammenhang der Modi ist mit diesem Ergebnis hoch. Die Regressionsgeraden verlaufen annähernd parallel zur Identitätslinie. Das berechnete Gesamtgewebe erzielte auch hier

mit $R^2 = 1$ das höchste Bestimmtheitsmaß.

4.5.4. Vergleich der Modi iDXA "Dick" und "Standard" anhand von Schaf-Schlachtkörpern

Tabelle 4.47.: Vergleich $iDXA_{DICK}$ vs. $iDXA_{STAND}$ anhand von Schaf-Schlachtkörpern

Fett (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R^2**	**RMSE**
Dick	2549,83	1021,52	40,06	$y = 0,76x + 822,02$	0,97	165,22
Stand	2739,50	764,18	27,89			
Mager (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R^2**	**RMSE**
Dick	36583,00	2072,48	5,67	$y = 1,08x - 1048,11$	0,97	323,83
Stand	36427,83	2165,67	5,95			
BMC (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R^2**	**RMSE**
Dick	1139,38	114,19	10,02	$y = 0,85x + 151,88$	0,88	33,18
Stand	1178,22	115,36	9,79			
BMD (g/cm^2)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R^2**	**RMSE**
Dick	0,80	0,07	8,36	$y = 0,97x + 0,04$	0,87	0,02
Stand	0,81	0,06	7,53			
T. Tissue (g)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R^2**	**RMSE**
Dick	40272,22	2717,15	6,75	$y = 0,97x + 868,29$	0,96	485,33
Stand	40345,55	2749,01	6,81			

Die iDXA-Modi "Dick" und "Standard" wurden anhand der Schlachtkörper der Schafe miteinander verglichen. Hier wurde der Modus "Dick" als unabhängige Variable gewählt. Die höchsten linearen Zusammenhänge mit einem R^2 von jeweils 0,97 wurden bei den Messungen des Fett- und des Magerweichgewebes erzielt. Das niedrigste Bestimmtheitsmaß ($R^2 = 0,87$) erlangte der Vergleich der Messungen der Knochenmineraldichte. Die Steigungen der Regressionsgeraden liegen zwischen +0,76 und +1,08.

5. Diskussion

Die Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie ist eine etablierte Methode um die Körperzusammensetzung bei Schweinen zu bestimmen. Dies wurde anhand von zahlreichen Studien bestätigt, welche lebende Schweine sowie Schweineschlachtkörper verwendeten, und die Ergebnisse der DXA-Untersuchung mit der EU-Referenzzerlegung oder der chemischen Analyse verglichen [z.B.:Lukaski et al. (1999); Scholz und Förster (2006); Svendsen et al. (1993); Pintauro et al. (1996); Mitchell et al. (1996, 1998a, 2000); Scholz (2002)]. Allerdings ist ein direkter Vergleich von DXA-Messergebnissen zwischen zwei verschiedenen Geräten meist nicht möglich. Autoren, welche zwei DXA Geräte (Pencil-Beam und Fan-Beam) einander gegenüberstellten, schlugen die Nutzung von Regressionsgleichungen vor, um die Messdaten einander anpassen zu können. Außerdem empfahlen sie für longitudinale Studien den Einsatz desselben Systems [z.B.:Ellis und Shypailo (1998); Oldroyd et al. (2003), Mazess und Barden (2000); Koo et al. (2003)].
Durch den Wechsel des DXA-Gerätes am Lehr- und Versuchsgut vom Lunar DPX-IQ zum Lunar iDXA der Firma General Electrics, wurde die Untersuchung der Übereinstimmung zwischen den Messergebnissen beider Geräte nötig.
Für die Ermöglichung einer "in vivo" Studie wurden 218 Schweine, 20 Schafe und deren Schlachtkörper sowie 21 Eberschlachtkörperhälften mit verschiedenen Modi untersucht. Die Vorteile einer "in vivo" Untersuchung gegenüber der Nutzung eines Phantoms wurden von Diessel et al. (2000) in einer Studie veröffentlicht. Diese beginnen bei der geringen Größe von Phantomen, deren geringem Gewicht und den meist fehlenden Knochenäquivalenten (außer einer "Aluminiumwirbelsäule") wodurch die Imitation eines lebenden Objektes nur begrenzt möglich ist. Fehlende Knochenäquivalente beeinflussen außerdem die Messung des Weichgewebes.
Durch den anatomischen Unterschied der beiden Tierarten (Schwein und Schaf) bezüglich des Pansens der kleinen Wiederkäuer, können die Messergebnisse der Schweine und der Schafe nicht zusammengefasst werden. Der Pansen stellt durch seine Größe für die Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie Schwierigkeiten dar, weil er die Messung des Fett- und des Magerweichgewebes beeinflusst.

Da mit den lebenden Tieren im Rahmen dieses Versuches die Genauigkeit der Geräte nicht überprüft werden konnte, wurde als Ergänzung die Genauigkeit und die Präzision des iDXA mit einem “Variable Composition Phantom” kombiniert mit einer Aluminiumwirbelsäule bestimmt. Ruge (2006) untersuchte in ihrer Dissertation mit dem selben Phantom die Genauigkeit des DPX-IQ. Ihre Ergebnisse werden in dieser Arbeit mit berücksichtigt und im Anhang zusammenfassend dargestellt.

5.1. Die Scan-Modi des DPX-IQ und des iDXA im Vergleich

In Kapitel 3 wurden die Unterschiede der Scan-Modi der beiden Geräte bei einem Ganzkörperscan dargestellt. Um die Auswahl der Modi bei geräteübergreifenden Studien zu vereinfachen, ist es von großer Bedeutung die einzelnen Modi der DXA-Geräte einander zuordnen zu können. In der nachfolgenden Tabelle wurde eine mögliche Zuteilung der Modi anhand der technischen Daten der Geräte vorgenommen.

Tabelle 5.1.: Zuordnung der Modi des iDXA zu den Modi des DPX-IQ bezüglich eines Ganzkörperscans

DPX-IQ		iDXA	
Adult Normal	42 min; 0,150 mA	Dick	13:16 (min:sek); 0,188 mA
Pädiatrie Small	58 min; 0,300 mA		
Adult Schnell	21 min; 0,150 mA	Standard	7:16 (min:sek); 0,188 mA
Pädiatrie Large	27 min; 0,150 mA		
Adult Screening	6 min; 0,150 mA		keine Zuordnung möglich
Pädiatrie Medium	27 min; 0,300 mA		

Die in Tabelle 5.1 angegebenen Messzeiten entsprechen jeweils der maximal möglichen Scandauer. Der Modus “Dick” des iDXA braucht für die Messung des Gesamtkörpers am längsten. Ebenso beanspruchen die Messungen mit den Modi “Adult Normal” und “Pädiatrie Small” für einen Ganzkörperscan die längste Zeit. Im Vergleich zum Modus “Dick” des iDXA braucht der Modus “Standard” nur die Hälfte der Messzeit. Aus diesem Grund wurden diesem Modus die DPX-IQ Modi “Adult Schnell” und “Pädiatrie Large” zugeordnet. Auch sie benötigen für die Ganzkörpermessung etwa die Hälfte der Zeit der zuvor beschriebenen DPX-IQ Modi, bei einer Stromstärke von 0,150 mA. Die beiden Modi “Adult Screening” und “Pädiatrie Medium” können bei dieser Zuordnung nicht

eindeutig eingeteilt werden, obwohl sich die Daten des Modus “Adult Screening” bezüglich der Stromstärke und der Messzeit den iDXA Daten am meisten gleichen. Allerdings dürfen die Unterschiede in der Messmethode (Pencil- und Fan Beam) der DXA-Geräte nicht außer Acht gelassen werden. Dies begründet die viel längere Messdauer des DPX-IQ für ähnliche Untersuchungen.
Am “Lehr- und Versuchsgut” in Oberschleißheim wurden in älteren Studien vor allem die Modi “Adult Normal”, “Pädiatrie Small” und “Pädiatrie Large” des DPX-IQ verwendet. Deswegen wurden diese Modi mit den beiden verfügbaren Ganzkörpermodi “Dick” und “Standard” des iDXA verglichen. In der nachfolgenden Tabelle ist ersichtlich, welche Modi mit welchen Versuchstiergruppen überprüft wurden.

Tabelle 5.2.: Modimatrix (∇=lebende Schweine, $\diamondsuit$=lebende Schafe Δ=Schaf Schlachtkörper)

Modimatrix	iDXA “Dick”	iDXA “Stand.”
DPX-IQ_A_Normal	∇	∇
DPX-IQ_P_Large	$\diamondsuit$	$\diamondsuit$
DPX-IQ_P_Small	Δ	Δ

5.2. Unterschiede in der Gerätetechnik, welche zu Differenzen bei den Ergebnissen führen können

In Kapitel 3 werden die Unterschiede in der Technik der beiden Geräte ausführlich beschrieben. In diesem Abschnitt wird auf deren Bedeutung bezüglich möglicher Differenzen bei den Ergebnissen eingegangen.
Der einflussreichste Unterschied der beiden Geräte besteht in der Strahlengeometrie. Das ältere Pencil-Beam-Modell erzeugt durch einen Nadelloch-Kollimator einen punktförmigen Röntgenstrahl, welcher das zu untersuchende Objekt Pixel für Pixel “abtastet”. Dafür ist im Gegensatz zu einem Fächerstrahlensystem eine erheblich längere Untersuchungszeit nötig, da immer nur eine punktförmige Fläche gescannt werden kann. Diese Technik ermöglicht die genaue Messung jedes einzelnen Bildpunktes, und eine relativ genaue Bestimmung der Körperzusammensetzung [z.B.:Lukaski et al. (1999); Scholz und Förster (2006); Svendsen et al. (1993); Pintauro et al. (1996); Mitchell et al. (1996, 1998a, 2000); Scholz (2002)]. Laut den Studien von Hammami et al. (2004) und Koo et al. (2003) resultiert aus der langen Untersuchungszeit allerdings ein größeres Risiko für Bewegungsartefakte, welches zu Unterschieden bei den Messergebnissen führen kann

[Hammami et al. (2004); Koo et al. (2003)]. Bei genauer Betrachtung der einzelnen Scan-Bilder des DPX-IQ im Vergleich der Bilder des iDXA kann diese Theorie nicht bestätigt werden.
Fan-Beam-Systeme wie der iDXA sind deutlich schneller, allerdings führt die Breite des Fächerstrahles zu einem gewissen Vergrößerungseffekt, der je nach Fächerwinkel unterschiedlich stark ausfällt. Mazess und Barden (2000) untersuchten in ihrer Studie verschiedene DXA-Geräte mit dem Ergebnis, dass weite Fächerwinkel zu ungenaueren Messergebnissen führen als schmale Fächerwinkel. Der Vergrößerungseffekt beruht auf normalen anatomischen Gegebenheiten, die dazu führen, dass sich die zu messenden Körperstrukturen unterschiedlich weit entfernt von der Tischoberfläche befinden (siehe Kapitel 3.2.1.2 auf Seite 62).
Oldroyd et al. (2003) überprüften mit dem "Variable Composition Phantom" den Vergrößerungseffekt beim Lunar Prodigy (Fächerwinkel 4,5°) und Lunar Expert (Fächerwinkel 12°) der Firma General Electrics. Dieser Effekt war bei dem Lunar Prodigy viel weniger ausgeprägt als beim Lunar Expert. Die Studie von Oldroyd et al. (2003) bestätigt somit die Ergebnisse von Mazess und Barden (2000).
Bei dem iDXA der Firma General Electrics ist der Winkel des Röntgenstrahles vergleichsweise klein, weswegen dieser als "narrow-angle" Fan-Beam bezeichnet wird. Eine genaue Angabe war jedoch nicht zu erhalten. Außerdem überlappen sich die einzelnen fächerförmigen Röntgenstrahlen pro Messpunkt und vermindern somit eine mögliche Verzerrung. Um eine Verfälschung der Ergebnisse zu verhindern kommt eine spezielle Software, die "Multi View Image Reconstruction Software" zur Anwendung. Diese fügt die einzelnen Bilder zusammen und berechnet daraus das Gesamtbild [iDXA (2010)-Handbuch und persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein, GE Lunar, Germany, 2012].
Durch die unterschiedliche Strahlengeometrie der beiden Geräte werden demnach unterschiedliche Algorithmen benötigt um die Körperzusammensetzung zu bestimmen. Unter diesem Gesichtspunkt wäre eine gewisse Diskrepanz zwischen den Messergebnissen zu erwarten.
Durch die Verwendung verschiedener Röntgengeneratoren und K-Kantenfiltern (siehe Kapitel 3) ist die Strahlungsintensität bei dem iDXA in den meisten Modi höher als bei dem DPX-IQ (siehe Tabelle 5.1). Bei dem älteren DPX-IQ dringen die Röntgenstrahlen häufig nicht durch dickes Körper- bzw. Knochengewebe, wodurch Gewebepunkte bzw. -regionen auftreten, welche nicht erfasst werden können. Im entstandenen Bild werden diese Stellen durch blaue Bildpunkte gekennzeichnet [Mitchell et al. (2000)]. Bei diesen Bildpunkten wird ein Maximalwert für die Knochenmineraldichte verwendet, welcher

in der Software festgelegt ist (persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein, GE Lunar, Germany, 2012). Wie hoch dieser Wert ist, wollten die Hersteller nicht herausgeben.
Durch die höhere Strahlungsintensität des iDXA im Vergleich zu den meisten DPX-IQ-Modi (siehe Tabelle 5.1) dringen die Röntgenstrahlen auch durch dickeres Knochengewebe und gewährleisten eine genaue Messung der Körperzusammensetzung. Dies bringt jedoch eine größere Strahlenbelastung mit sich.
Wie in Kapitel 2.3.2.2 auf Seite 29 beschrieben, unterscheiden sich die K-Kantenfilter der beiden Geräte und erzeugen dadurch verschieden hohe Energie-Peaks [iDXA (2010)-Handbuch, DPX-IQ (1998)]. Die R-Werte sind abhängig von der Strahlungsintensität. Die Berechnung der Körperzusammensetzung beruht deswegen in Abhängigkeit von der Gerätespezifikation auf unterschiedlichen Röntgenschwächungskoeffizienten (R-Werten). Dies legt den Schluss nahe, dass dadurch geringe Diskrepanzen bei den Messergebnissen entstehen können.
Wegen der unterschiedlichen Strahlengeometrie werden verschiedene Detektoren benötigt um die Endintensität zu messen. Da der Natriumjodid-Detektor des DPX-IQ mit der Zeit altert und an Auflösungsvermögen verliert, muss er regelmäßig ersetzt werden [DPX-IQ (1998) und persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein, GE Lunar, Germany, 2012]. Ältere Natriumjodid-Detektoren, welche noch nicht ersetzt wurden, führen demnach zu ungenaueren Ergebnissen. Der DPX-IQ am Lehr- und Versuchsgut in Oberschleißheim wurde regelmäßig gewartet. Außerdem wurde vor jedem Scan-Durchgang eine Qualitätskontrolle durchgeführt. Nur bei bestandener Qualitätskontrolle konnte der Scan-Vorgang gestartet werden. Aus diesen Gründen ist eine Ungenauigkeit des DPX-IQ durch einen alten Detektor auszuschließen.
Ein weiterer Unterschied, welcher zu Differenzen bei den Messergebnissen führen kann, ist die Auflösung der beiden Geräte. Durch die deutlich höhere Auflösung des iDXA (0,3 x 0,25 mm) im Gegensatz zum DPX-IQ (geringste Auflösung: 2,4 x 4,8 mm für Ganzkörperuntersuchungen mittels Pädiatrie Small), misst dieser die Übergänge von Knochen- zu Weichgewebe viel genauer. In der Abbildung 5.1 werden die Konsequenzen einer schlechteren Auflösung vereinfacht dargestellt.

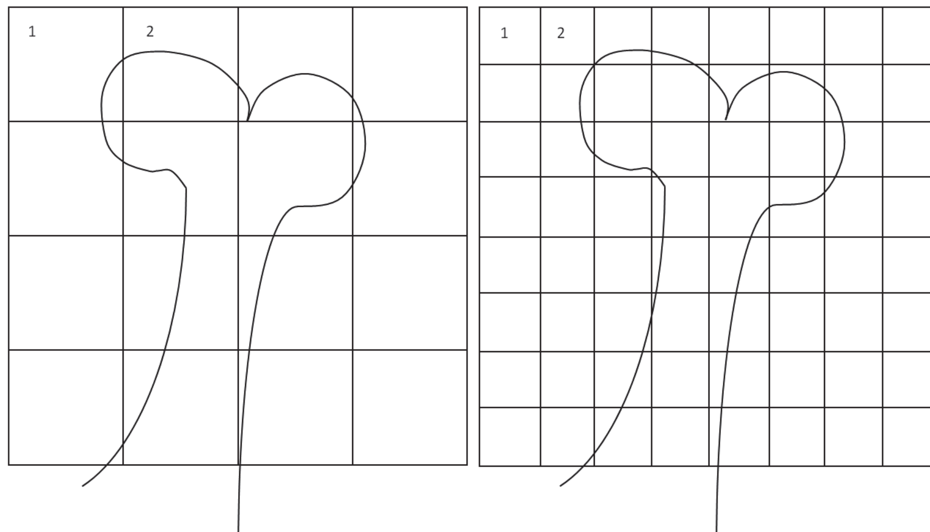


Abbildung 5.1.: Schematische Darstellung der unterschiedlichen Auflösung der Geräte (links DPX-IQ, rechts iDXA)

Die erste Konsequenz einer schlechteren Auflösung ist, dass in Bildpunkten mit einem geringfügigen Knochenanteil (siehe Pixel "1" im linken Bild) dieser nicht erkannt wird und komplett zum Weichgewebe gezählt wird [Lösel et al. (2010)]. Die zweite Konsequenz entsteht, wenn ein Pixel mit etwas höherem Knochenanteil (siehe Pixel "2" im linken Bild) komplett zu Knochengewebe gezählt wird. Demgegenüber kann ein Gerät mit höherer Auflösung (rechtes Bild) genauer zwischen Knochen und Weichgewebe unterscheiden. Die verminderte Auflösung beim DPX-IQ beeinflusst die Gesamtfläche des Knochen- bzw. Weichgewebes, wodurch Abweichungen in den Messergebnissen zwischen den beiden Geräten entstehen.
Der Cadmium-Zink-Tellurid Detektor des iDXA ist ein Halbleitersystem, bestehend aus 2 Reihen, welche eine genauere Bestimmung der Auftreffposition der Photonen ermöglichen (siehe Kapitel 3.2.1.3 auf Seite 63). Dadurch können ebenfalls Knochen- und Weichgewebegrenzen besser detektiert werden [iDXA (2010)-Handbuch und persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein, GE Lunar, Germany, 2012].
Der Hersteller veröffentlicht keine Informationen zu den Software-Algorithmen für die Knochendetektion und die Weichgewebeverteilung um den Knochen. Unterschiede in der Berechnung der Körperzusammensetzung würden ebenfalls Differenzen zwischen den Messergebnissen begründen.
Tothill et al. (1994) verglichen DXA-Geräte verschiedener Hersteller miteinander und führten als Begründung für unterschiedliche Messergebnisse Differenzen in der Kalibrierung und dem Fettverteilungsmodell an. Außerdem variiert die Empfindlichkeit der

Geräte in Abhängigkeit von einer unterschiedlichen Gewebedicke. Dies führt ebenfalls zu unterschiedlichen Messergebnissen. Die Autoren haben die Abhängigkeit der Messgenauigkeit von der Gewebedicke mit dem sogenannten "Beam-Hardening" begründet. Eine steigende Absorberdicke führt zu einer verstärkten Abschwächung der Photonen der geringeren Energiestufe. Dadurch ändert sich das Spektrum, da im Vergleich mehr Photonen der höheren Energiestufe zum Detektor gelangen. Dies führt zu einer veränderten Bewertung des Knochenminerals. Außerdem ergänzten sie, dass Hersteller die Angaben bezüglich der Kalibrierung und des Fettverteilungsmodells als geschützt betrachten, weswegen darüber nur Annahmen getroffen werden können.
Auch in dieser Arbeit stellen die von Tothill et al. (1994) aufgeführten Punkte mögliche Fehlerquellen dar, die eine Differenz bei den Messergebnissen hervorrufen.
Zusammenfassend lassen sich folgende Fehlerquellen identifizieren, die die unterschiedlichen Messergebnisse erklären:

Tabelle 5.3.: Fehlerquellen bei einem Gerätevergleich

Fehlerquelle		**Unterschied zwischen den Geräten**
DPX-IQ	**iDXA**	
	Vergrößerungseffekt	Strahlengeometrie
verminderte Auflösung		Detektortechnologie
fehlerhafte Pixel		Strahlungsintensität
verschiedene Algorithmen und verschiedene Referenz-R-Werte		K-Kantenfilter

5.3. Äußere Einflüsse auf die Messergebnisse

Ein Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie-Gerät scannt ein dreidimensionales Objekt, und erzeugt daraus ein zweidimensionales Bild, woraus die Körperzusammensetzung bestimmt wird. Um ein Gesamtbild der Körperzusammensetzung zu erhalten, berechnet das Gerät die gemessene Gesamtfläche des Körpers und des Knochengewebes. Es projiziert den dreidimensionalen Körper auf eine zweidimensionale Fläche. Wird das zu messende Objekt nicht exakt gleich zum vorherigen Scandurchgang gelagert, sondern kippt beispielsweise etwas zur Seite, resultiert daraus eine von dem ersten Bild abweichende Gesamtfläche. Dies könnte zu geringen Differenzen bei den Messergebnissen führen. Hammami et al. (2004) untersuchten in ihrer Studie verschiedene Möglichkeiten der Positionierung der Objekte auf dem Scannertisch und verglichen die Ergebnisse miteinander. Sie erhielten alleine durch die Repositionierung der Ferkel von der Tisch-

mitte in die Peripherie Differenzen im Durchschnitt von 0,5 % für das Gesamtgewicht bis zu 21,9 % für das Fettgewebe. Auch die Änderung der normalerweise in Bauchlage positionierten Tiere in die Seiten- oder Rückenlage beeinflusste in dieser Studie die Messergebnisse. Die Autoren begründeten dies zum Beispiel durch den Vergrößerungseffekt, welcher bei Fan-Beam Geräten auftritt (siehe Kapitel 3.2.1.2 auf Seite 62). Dieser Fehler wird umso größer, je weiter entfernt sich die Körperteile, wie zum Beispiel die Extremitäten, von der Tischoberfläche befinden. Außerdem überlagern sich die Gliedmaßen in seitlicher Position, wodurch sich die gesamte Fläche des Knochengewebes verringert. Diese Ergebnisse widersprechen denen von Lukaski et al. (1999). Lukaski et al. (1999) erhielten bei ihren Messungen in Bauch- und in Seitenlage übereinstimmende Ergebnisse. Allerdings verwendeten sie ein Pencil-Beam Gerät, bei dem ein Vergrößerungseffekt, wie oben beschrieben, ausgeschlossen werden kann.
In dieser Arbeit wurden die Tiere zuerst mit dem iDXA und anschließend mit dem DPX-IQ gescannt. Die Tiere wurden bei beiden Geräten in Bauchlage positioniert, allerdings ist eine geringe Differenz bei der Lagerung, durch den Transport der Tiere vom iDXA zum DPX-IQ, nicht auszuschließen.
Das vom Hersteller verwendete Verteilungsmodell für das Weichgewebe basiert auf der Anatomie des menschlichen Körpers [Nord und Payne (1995)]. Die Anatomie der Schweine unterscheidet sich geringfügig von der Anatomie des menschlichen Körpers, weshalb die Messergebnisse vom wahren Wert abweichen können. Unterscheidet sich das Verteilungsmodell für das Weichgewebe zwischen den beiden Geräten, verursacht dies ebenfalls Differenzen bei den Messergebnissen. Dadurch nimmt die Beziehung zwischen den Messergebnissen der Geräte ab. Die Differenzen bei den Messergebnissen werden mit zunehmenden Abweichungen in der Anatomie der Messobjekte deutlicher. Die Anatomie der Schafe unterscheidet sich durch den Pansen und dessen Inhalt deutlicher von der menschlichen Anatomie. Dadurch wird, bei abweichendem Verteilungsmodell für das Weichgewebe, auch die Übereinstimmung der Messergebnisse geringer.
Bei den Schlachtkörpern ist der geringere Hydratationszustand zu beachten, da die Messungen mittels DXA von einem konstanten Wassergehalt von 73 - 74 % ausgehen [Laskey und Phil (1996), Pietrobelli et al. (1998)]. Schlachtkörper könnten bis zu der Untersuchung mit DXA bereits an Wasser verloren haben [Scholz (2002)], wodurch ungenauere Messergebnisse aufgenommen werden.
Zusammenfassend lassen sich folgende Fehlerquellen identifizieren:

- Abbildungsunterschiede durch Abweichungen in der Lagerung zwischen den beiden Geräten

- Unterschiede in der Anatomie der Messobjekte
- Unterschiede im Hydratationszustand der Versuchstiere

5.4. Überprüfung der Messergebnisse

Um die Beziehungen der beiden Geräte zu überprüfen, werden zuerst die Regressionskoeffizienten genauer betrachtet. Sind die Ergebnisse nicht eindeutig, können zusätzlich die Standardschätzfehler der Messergebnisse in die Analyse einbezogen werden. Die Steigung der Regressionsgerade gibt erste Hinweise, ob sich die Messdaten in niedrigeren oder höheren Gewichtsbereichen deutlicher voneinander unterschieden. Im Idealfall sollte die Regressionsgerade identisch mit der Identitätslinie verlaufen. Bei Kreuzung der Regressionsgerade mit der Identitätslinie ist dieser Bereich von Bedeutung, da er den Bereich der "besten Korrelation" der Geräte darstellt. Durch die Betrachtung der Mittelwerte kann überprüft werden, ob ein Gerät die Messwerte im Vergleich zu dem zweiten Gerät unter- oder überschätzt. In dieser Dissertation wurde dafür immer der DPX-IQ als Referenz verwendet. Die Ergebnisse sind allerdings mit Vorsicht zu interpretieren, da sie nicht den Vergleich zu den wahren Werten darstellen, die zum Beispiel anhand einer chemischen Analyse ermittelt werden könnten. Zusätzlich kann die Punktewolke analysiert werden. Sie gibt einen Anhaltspunkt darüber, wie weit die Messwerte um die Regressionsgerade streuen. Bei der Unterteilung der Messobjekte in verschiedene Gewichtsklassen, muss diese Betrachtung für jede daraus entstandene Regressionsgerade erneut durchgeführt werden.

5.5. Vergleich des Lunar DPX-IQ "Adult Normal" mit dem Lunar iDXA "Dick" und "Standard" anhand lebender Schweine als Tiermodell

5.5.1. Übersicht der verschiedenen Messgrößen

5.5.1.1. Fettgewebe (g)

Die Geräte zeigen bei dem Vergleich der Fettgewebemesswerte (g) mit $R^2 = 0{,}90$ (DPX-IQ_{ADNO} vs. $iDXA_{DICK}$) und $R^2 = 0{,}82$ (DPX-IQ_{ADNO} vs. $iDXA_{STAND}$) eine hohe Übereinstimmung.

Auffällig ist die Steigung der Regressionsgeraden und die Verteilung der Punktewolken um diese. Die Steigung ist bei beiden Regressionsgeraden (Vergleich DPX-IQ_{ADNO} mit dem $iDXA_{DICK\ und\ STAND}$) größer als 1 (β = 1,22 und β = 1,18). Außerdem streut die Punktewolke in höheren Gewichtsbereichen weiter um den Graphen. In verschiedenen Studien von Mitchell et al. (1996, 1998a, 2000) wurde eine Körpergewichts- bzw. Fettgehaltsabhängigkeit der Genauigkeit von DXA-Messungen bewiesen. Demnach wird der Fettgehalt bei Schweinen mit niedrigem Körperfettanteil (< 20 %) mittels DXA unterschätzt und bei Schweinen mit höherem Körperfettanteil (> 20 %) überschätzt. In den Studien von Mitchell et al. (1996, 1998a, 2000) wurde das Gerät Lunar DPX-L der Firma General Electrics verwendet.

In dieser Dissertation wurde die Studie erweitert, um die Körpergewichtsabhängigkeit der Messgüte der DXA-Geräte zu überprüfen. Dabei wurden die Messergebnisse in 2 (Vergleich des DPX-IQ_{ADNO} mit dem $iDXA_{STAND}$) bzw. 3 (Vergleich des DPX-IQ_{ADNO} mit dem $iDXA_{DICK}$) Gewichtsklassen aufgeteilt. Die Ergebnisse dieser Untersuchung stimmen mit den Studien von Mitchell et al. (1996, 1998a, 2000) insofern überein, dass die beiden hier untersuchten Geräte (DPX-IQ_{ADNO} vs. $iDXA_{DICK}$) in höheren Gewichtsbereichen (> 100 kg) eine deutlich verminderte Übereinstimmung (R^2 = 0,76) aufwiesen als in Gewichtsbereichen darunter. Der Unterschied zwischen den Gewichtsbereichen < 80 kg und 80 - 100 kg war gemessen an den Regressionskoeffizienten (R^2 = 0,88 und R^2 = 0,9) geringer.

Bei dem Vergleich des DPX-IQ_{ADNO} mit dem $iDXA_{STAND}$ wurden keine Tiere untersucht, welche ein Körpergewicht von über 100 kg hatten. Deswegen konnten die Messergebnisse hier nur in 2 Gewichtsbereiche aufgeteilt werden (< 80 kg und 80 - 100 kg). Auch hier war der Unterschied relativ gering (R^2 = 0,79 und R^2 = 0,70).

Durch den Vergleich der Mittelwerte wird sichtbar, dass iDXA in beiden Modi ("Dick" und "Standard") das Fettgewebe im Vergleich zum DPX-IQ unterschätzt. Die Differenz der Fettgehalte zwischen den beiden Geräten wird mit zunehmendem Körpergewicht größer (siehe Abbildungen 4.1, 4.2 und Tabellen 4.1, 4.3).

5.5.1.2. Magerweichgewebe (g)

Die Beziehung der Messergebnisse des Magerweichgewebes ist höher als die der Ergebnisse des Fettgewebes (R^2 = 0,93 vs R^2 = 0,90 und R^2 = 0,82). Die Steigungen der Regressionsgeraden sind alle kleiner als 1 (β = 0,8 bei dem Vergleich des DPX-IQ_{ADNO} mit dem $iDXA_{DICK}$ und β = 0,94 bei dem Vergleich des DPX-IQ_{ADNO} mit dem $iDXA_{STAND}$). Die zusätzliche Berechnung der Mittelwerte zeigt deutlich, dass iDXA in

jedem Modus (“Dick” und “Standard”) den Magerweichgewebegehalt im Vergleich zum DPX-IQ$_{\text{ADNO}}$ überschätzt. Dieses Ergebnis steht erwartungsgemäß gegenteilig zu der Fettgewebemessung, bei der das Fettgewebe vom iDXA in jedem Modus gegenüber dem DPX-IQ unterschätzt wird. Eine Überschätzung des Magerweichgewebes und eine gleichzeitige Unterschätzung des Fettgewebes durch Fan-Beam Geräte in Bezug auf Messungen mit Pencil-Beam Geräten bestätigten auch Crabtree et al. (2005) und Ellis und Shypailo (1998). Ellis und Shypailo (1998) vermuteten, dass die Hersteller die Referenz-Werte (R-Werte) bei dem Fan-Beam Gerät änderten, welche dem Computer zur Bestimmung des Weichgewebes dienten. Mazess und Barden (2000) erklärten die Unterschätzung des Fettgewebes und die gleichzeitige Überschätzung des Magerweichgewebes bei Fan-Beam Geräten mit dem bekannten Vergößerungseffekt, welcher durch die Fächerstrahlen verursacht wird. Allerdings bezogen Mazess und Barden (2000) ihre Aussage auf einen Fächerstrahl mit einem weiten Winkel.
Da laut Herstellerangaben der Vergrößerungseffekt des iDXA durch den engen Abtastwinkel, die Überlappung der Bilder und die spezielle Software minimiert wurde, beruht, wie auch von Ellis und Shypailo (1998) angenommen, die Überschätzung des Magerweichgewebes und die Unterschätzung des Fettgewebes auf verschiedenen Referenz-Werten (Röntgenschwächungskoeffizienten) zur Bestimmung des Weichgewebes.
Bei der Aufteilung der Messergebnisse des Magerweichgewebes in verschiedene Gewichtsklassen fällt auf, dass sich die absoluten Messwerte der einzelnen Geräte in höheren Gewichtsbereichen deutlicher voneinander unterscheiden. Dies wird durch die Regressionskoeffizienten bestätigt. Die Beziehung der beiden Geräte (DPX-IQ im Modus “Adult Normal” und iDXA im Modus “Dick”) ist im Gewichtsbereich > 100 kg mit $R^2 = 0{,}80$ etwas niedriger als in den anderen beiden Gewichtsklassen (< 80 kg: $R^2 = 0{,}91$; 80 - 100 kg: $R^2 = 0{,}90$). Dadurch könnte auch eine Körpergewichtsabhängigkeit bei der Messung des Magerweichgewebes vermutet werden. Allerdings ist die unterschiedliche Anzahl der Versuchstiere in den verschiedenen Gewichtsgruppen sowie die Definition der Gewichtsbereiche ebenfalls zu beachten, wodurch eine korrekte wissenschaftliche Aussage bezüglich der Körpergewichtsabhängigkeit anhand dieser Studie nicht möglich ist.

5.5.1.3. Knochenmineralgehalt (g)

Die Beziehung der beiden Geräte bei der Bestimmung des Knochenmineralgehaltes ist etwas niedriger als für die oben genannten Körperkomponenten. Dabei ist der Regressionskoeffizient bei dem Vergleich des DPX-IQ$_{\text{ADNO}}$ mit dem iDXA$_{\text{STAND}}$ etwas größer

($R^2 = 0{,}85$) als bei dem Vergleich mit dem $iDXA_{DICK}$ ($R^2 = 0{,}75$). Dieses Ergebnis steht im Widerspruch zu der Annahme, dass der Modus "Dick" des iDXA bei allen Messgrößen mit dem Modus "Adult Normal" des DPX-IQ am stärksten übereinstimmt (siehe Kapitel 5.1). Auch der Standardschätzfehler ist bei dem Vergleich des $DPX\text{-}IQ_{ADNO}$ mit dem $iDXA_{STAND}$ geringer (RMSE = 128,39 g) als bei dem Vergleich mit dem $iDXA_{DICK}$ (RMSE = 203,82 g). Diese Differenzen können allerdings auch auf den unterschiedlichen Stichproben mit unterschiedlicher Varianz beruhen. Eine Aussage welche Modi der beiden Geräte am stärksten übereinstimmen ist demnach nicht exakt möglich.
Bei Betrachtung der Mittelwerte fällt auf, dass die Differenz zwischen den Werten des DPX-IQ und denen des iDXA relativ hoch ist (siehe Kapitel 4.1.3 auf Seite 85). Dabei unterschätzt iDXA in beiden Modi den Knochenmineralgehalt gegenüber dem DPX-IQ. Der große Unterschied der absoluten Werte könnte dabei auf technischen Unterschieden zwischen den beiden Geräten beruhen. Obwohl der DPX-IQ durch die geringere Strahlungsintensität häufig dickes Knochengewebe nicht durchdringen kann, misst er einen höheren Knochenmineralgehalt als der iDXA. Dies liegt daran, dass beim DPX-IQ für Bildpunkte welche nicht gemessen werden konnten, ein Maximalwert verwendet wird, welcher in der Software festgelegt ist (persönliche Mitteilung von Herrn Mahlein, GE Lunar, Germany, 2012). Darüber hinaus könnte die Abweichung der Messergebnisse auf der besseren Auflösung des iDXA beruhen. Dadurch ist iDXA in der Lage die Knochen-Weichgewebegrenze genauer zu bestimmen. Bei einer gröberen Auflösung, wie beim DPX-IQ, werden Pixel mit einem geringen Knochenanteil komplett zum Knochengewebe oder zum Weichgewebe gezählt. Obwohl laut Hersteller durch die Überlappung der Bilder und die spezielle Software der Vergrößerungseffekt des Fan-Beam Gerätes minimiert wird, kann eine Verzerrung nicht ausgeschlossen werden.
Die Steigung der beiden Regressionsgeraden des Knochenmineralgehaltes ist größer als 1 (siehe Kapitel 4.1.3 auf Seite 85). Die Messpunkte entfernen sich im höheren Gewichtsbereich ebenfalls weiter von der Regressionsgerade, weswegen auch hier die Ergebnisse in verschiedene Gewichtsklassen eingeteilt wurden. Auffällig ist die Tatsache, dass die Regressionskoeffizienten in allen Gewichtsklassen beim Vergleich des $DPX\text{-}IQ_{ADNO}$ mit dem $iDXA_{DICK}$ deutlich schlechter sind als der Regressionskoeffizient für die gesamte Gruppe (Gesamte Gruppe: $R^2 = 0{,}75$ vs. < 80 kg: $R^2 = 0{,}53$; 80 - 100 kg: $R^2 = 0{,}51$; > 100 kg: $R^2 = 0{,}37$). Die Ursache für die geringeren R^2-Werte innerhalb der Gewichtsgruppen liegt hauptsächlich in der verminderten Variation im Vergleich zur kompletten Stichprobe. Am wenigsten "korrelieren" die Geräte bei der Messung der Versuchstiere mit einem Körpergewicht von > 100 kg. Bei dem Vergleich des $DPX\text{-}IQ_{ADNO}$ mit dem

$iDXA_{STAND}$ sind die Ergebnisse der Regressionskoeffizienten bei einer Aufteilung in Gewichtsklassen ebenfalls niedriger als in der gesamten Gruppe (Gesamte Gruppe: $R^2 = 0{,}85$ vs. > 80 kg: $R^2 = 0{,}76$; 80 - 100 kg: $R^2 = 0{,}54$). Außerdem ist hier ebenfalls ein deutlicher Unterschied zwischen den beiden Gewichtsstufen erkennbar. Die Begründung ist die selbe wie bei dem Vergleich des $DPX\text{-}IQ_{ADNO}$ mit dem $iDXA_{DICK}$. Demnach besteht möglicherweise eine Körpergewichtsabhängigkeit für die Genauigkeit bzw. die Präzision der DXA-Geräte für die Messung des Knochenmineralgehaltes. Allerdings ist auch hier die unterschiedliche Anzahl der Versuchstiere in den verschiedenen Gewichtsgruppen zu beachten, weswegen eine definitive Aussage nicht getroffen werden kann.

5.5.1.4. Knochenmineraldichte (g/cm²)

Die niedrigste Übereinstimmung zwischen den Messergebnissen ergab der Vergleich der beiden Geräte bezüglich der Knochenmineraldichte (g/cm²). Ein Regressionskoeffizient von $R^2 = 0{,}69$ wurde bei dem Vergleich des DPX-IQ im Modus "Adult Normal" mit dem iDXA im Modus "Dick" erzielt. Der Vergleich des $DPX\text{-}IQ_{ADNO}$ mit dem $iDXA_{STAND}$ erreichte nur eine Beziehung von $R^2 = 0{,}67$. Beide Modi liefern damit eine vergleichbar eingeschränkte Übereinstimmung zwischen den Messwerten.
Weshalb bei Geräten, die speziell für die Messung des Knochenmineralgehaltes und der Knochenmineraldichte ausgelegt sind, die Übereinstimmung dieser Messgrößen am niedrigsten ist, lässt verschiedene Interpretationen zu. Mögliche Gründe stellen die erwähnten Unterschiede in der Pixelgröße, der Strahlungsintensität und der Referenz-R-Werte dar. In der Theorie dürfte der Vergrößerungseffekt von Fächerstrahlensystemen keine Änderungen bei der Messung der Knochenmineraldichte verursachen, da der Knochenmineralgehalt und die Fläche gleichermaßen beeinflusst werden müssten [Mazess und Barden (2000)]. Die geringe Differenz der Knochenmineraldichte bei den Messergebnissen von Mazess und Barden (2000) begründeten die Autoren dennoch damit, dass der Vergrößerungseffekt den Knochenmineralgehalt deutlicher beeinflusst als die Gesamtfläche des Knochengewebes. Demnach beeinträchtigt der Vergrößerungseffekt von Fächerstrahlensystemen indirekt die Messung der Knochenmineraldichte.
Für die relativ niedrige Übereinstimmung zwischen den Ergebnissen dieser Arbeit könnten, zusätzlich zu den obigen Punkten, Fehler bei der Repositionierung der Tiere verantwortlich sein.
Das Ergebnis dieser Dissertation steht im Widerspruch zu den Studien von Oldroyd et al. (2003) und Crabtree et al. (2005), die ein Lunar DPX-L mit einem Lunar Prodigy der Firma General Electrics verglichen. Beide Studien konnten bei den Messungen

keine signifikante Differenz zwischen den Geräten bei der Messung der Knochenmineraldichte feststellen. Crabtree et al. (2005) hielt sich an die Begründung der Studie von Mazess und Barden (2000). Diese sagt aus, dass sich der Knochenmineralgehalt und die Gesamtfläche des Knochens gleichermaßen ändern, wodurch die Knochenmineraldichte unverändert bleibt. Allerdings wurden hier zwei zu dieser Studie unterschiedliche Geräte miteinander verglichen, weswegen ihre Ergebnisse nicht mit den Ergebnissen dieser Studie übereinstimmen müssen. Außerdem verwendeten die Autoren Menschen für die Untersuchung der beiden Geräte. In dieser Dissertation wurde die Beziehung anhand von Tieren überprüft, weswegen sich die Ergebnisse von den Studien von Oldroyd et al. (2003) und Crabtree et al. (2005) ebenfalls unterscheiden können.
In dieser Studie ist ebenfalls auffällig, dass der lineare Zusammenhang der Messergebnisse zwischen den beiden Geräten mit zunehmendem Körpergewicht deutlich abnimmt (siehe Kapitel 4.1.4 auf Seite 89). Anhand der Punktewolken ist ebenfalls ersichtlich, dass diese sich nicht gleichmäßig um die Geraden verteilen.

5.5.1.5. Gesamtgewebe (g)

Obwohl sich die Ergebnisse der einzelnen Messgrößen (Fettgewebe, Magerweichgewebe, BMC, BMD) zum Teil relativ stark zwischen den Geräten unterscheiden, ist die lineare Beziehung bei der Bestimmung des Gesamtgewebes sehr hoch. Bei dem Vergleich der DXA Geräte beträgt das Bestimmtheitsmaß mit beiden iDXA Modi ("Dick" und "Standard") jeweils $R^2 = 0{,}99$. Die Regressionsgeraden verlaufen annähernd parallel zu den Identitätslinien (x=y).
Werden die DXA-Ergebnisse des Gesamtgewebes mit den mittels einer Körperwaage erzielten Gewichten verglichen, wird ersichtlich, dass der iDXA in beiden Modi das Gesamtgewicht minimal genauer bestimmt als der DPX-IQ (siehe Tabelle 4.18 sowie 4.21). Bei der Unterteilung in die einzelnen Gewichtsklassen fällt auf, dass die Differenzen der Mittelwerte zwischen den Geräten mit steigendem Gewicht größer werden (Differenz bei <80 kg: 1,6 kg, bei 80-100 kg: 2,7 kg und bei >100 kg: 5,8 kg). Durch die Unterschiedliche Anzahl der Tiere in den verschiedenen Gewichtsgruppen ist eine exakte Aussage über die Gewichtsabhängigkeit der DXA-Geräte jedoch nicht möglich. Die Übereinstimmung zwischen den Geräten ist dennoch bei der Berechnung des Gesamtgewebes am höchsten (siehe nachfolgende Tabelle).

Tabelle 5.4.: R^2 und RMSE “Lebende Schweine” für den Vergleich von DPX-IQ_{ADNO} vs. $iDXA_{DICK\ und\ STAND}$

Messgröße		**DPX-IQ “Adult Normal” vs.**	
		iDXA “Dick”	**iDXA “Standard”**
Fett (g)	R^2	0,90	0,82
	RMSE	2002,63	1751,74
Mager (g)	R^2	0,93	0,93
	RMSE	2571,36	2065,27
BMC (g)	R^2	0,75	0,85
	RMSE	203,82	128,39
BMD (g/cm²)	R^2	0,69	0,67
	RMSE	0,03	0,03
Gesamtgewebe (g)	R^2	0,99	0,99
	RMSE	1194,09	647,01

5.5.2. Schlussfolgerungen

Bei Betrachtung des Gesamtbildes wird erkennbar, dass sich die absoluten Messwerte zwischen den beiden DXA Geräten häufig relativ stark voneinander unterscheiden. Deshalb ist eine Übertragung der Untersuchungsergebnisse zwischen den Geräten nicht ohne Verwendung von Regressionsgleichungen möglich. Crabtree et al. (2005) verglichen in ihrer Studie ebenfalls 2 DXA-Geräte des Herstellers General Electrics (Lunar DPX-L und Lunar Prodigy) und erhielten ebenso Differenzen zwischen den absoluten Messwerten.
Weitere Autoren, welche ebenfalls zwei verschiedene DXA-Geräte miteinander verglichen, empfahlen die Verwendung von Regressionsgleichungen um Messdaten einander anpassen zu können, bzw. die Verwendung des gleichen Gerätes für longitudinale Studien [z.B.:Ellis und Shypailo (1998); Oldroyd et al. (2003), Mazess und Barden (2000); Koo et al. (2003), Lösel et al. (2010)].
In diesem Teil der Studie erreichten die beiden Geräte (DPX-IQ und iDXA) die höchste Übereinstimmung für das Gesamtgewebe sowie das Fett- und Magerweichgewebe. Da sich die Regressionskoeffizienten für den Knochenmineralgehalt und die Knochenmineraldichte zwischen $R^2 = 0,75$ und $R^2 = 0,67$ befanden, schließt sich diese Arbeit der Empfehlung der zuvor genannten Autoren an.
Die Regressionskoeffizienten lassen keine eindeutige Zuteilung der Modi vom DPX-IQ zum iDXA zu. Untersucht man jede gemessene Größe so gilt die getroffen Zuteilung (siehe Kapitel 5.1 auf Seite 118) des Modus “Adult Normal” (DPX-IQ) zum Modus “Dick” (iDXA) sehr gut für das Fettgewebe und die Knochenmineraldichte. Bei den Messergeb-

nissen des Magerweichgewebes und des Gesamtgewebes sind die Regressionskoeffizienten mit beiden iDXA-Modi exakt gleich, weshalb hier keine Zuordnung getroffen werden kann. Bei der Messung des Knochenmineralgehaltes ist die Beziehung der Messergebnisse beider Geräte sogar im Modus "Standard" des iDXA etwas höher als die Beziehung der Geräte im Modus "Dick". Auffällig ist außerdem, dass die Standardschätzfehler bei dem Vergleich des DPX-IQ_{ADNO} mit dem $iDXA_{DICK}$ alle etwas höher liegen als die Standardschätzfehler bei dem Vergleich des DPX-IQ_{ADNO} mit dem $iDXA_{STAND}$. Auch dies widerspricht der Zuordnung der Modi "Adult Normal" des DPX-IQ und "Dick" des iDXA.

Eine eindeutige Aussage zur Verwendung eines speziellen Scan-Modus ist anhand dieser Studie nicht sinnvoll. Auch ist demnach keine Empfehlung darüber zu geben, welcher Modus des iDXA mit dem Modus "Adult Normal" des DPX-IQ am besten übereinstimmt, da sich die Ergebnisse nicht deutlich voneinander unterscheiden.

5.6. Vergleich des Lunar DPX-IQ "Pädiatrie Large" mit dem Lunar iDXA "Dick" und "Standard" anhand lebender Schafe als Tiermodell

Wegen der unterschiedlichen Anatomie der Wiederkäuer im Vergleich zu der von Schweinen, musste die Untersuchung mit dieser Tiergruppe getrennt von dem vorigen Teil der Studie betrachtet werden. Das geringere Gewicht der Schafe begründet die Verwendung des Modus "Pädiatrie Large" des DPX-IQ. Dieser Modus wurde mit den beiden verfügbaren Ganzkörpermodi "Dick" und "Standard" des iDXA verglichen. Der Modus "Pädiatrie Large" des DPX-IQ konnte anhand der technischen Daten dem Modus "Standard" des iDXA zugeordnet werden (siehe Tabelle 5.1).

In diesem Teil der Studie wurden die einzelnen Regressionsgleichungen jeweils in das selbe Diagramm eingetragen. Dadurch ist ein direkter Vergleich der einzelnen Graphen auf einen Blick möglich.

Insgesamt wurden 20 Schafe je 2 mal mit dem iDXA (einmal Modus "Dick" und einmal Modus "Standard") und einmal mit dem DPX-IQ_{P_LARGE} gescannt. Dadurch konnten Repositionierungsfehler zwischen den einzelnen Scandurchgängen des iDXA vermieden werden.

5.6.1. Übersicht der verschiedenen Messgrößen

5.6.1.1. Fettgewebe (g)

Die Regressionskoeffizienten liegen für das Fettgewebe bei $R^2 = 0{,}66$ (DPX-IQ_{P_LARGE} vs. $iDXA_{DICK}$) und $R^2 = 0{,}65$ (DPX-IQ_{P_LARGE} vs. $iDXA_{STAND}$). Diese relativ niedrige Beziehung ist möglicherweise mit der Anatomie der Schafe erklärbar. Der Hersteller verwendet ein Verteilungsmodell für das Weichgewebe, welches auf anatomischen Grundlagen des Menschen beruht [Nord und Payne (1995)]. Ob sich die Verteilungsmodelle für das Weichgewebe zwischen iDXA und DPX-IQ unterscheiden, ist nicht bekannt. Dies würde eine verminderte Beziehung der Messergebnisse zwischen den Geräten erklären.
Auch bei einem identischen Verteilungsmodell können sich die Messergebnisse der beiden Geräte deutlicher unterscheiden als beim Modelltier Schwein. Die Diskrepanz der Wiederkäuer zur menschlichen Anatomie ist durch den Pansen und dessen Inhalt sehr groß. Dadurch führen die Differenzen in der Gerätetechnik (unterschiedliche Strahlengeometrie, unterschiedliche Strahlungsintensität, Verwendung verschiedener Röntgenschwächungskoeffizienten) zu größeren Schwankungen bei der Berechnung der absoluten Messergebnisse zwischen den Geräten. Dieser Unterschied wird bei Betrachtung der Mittelwerte verdeutlicht. Die Differenz der Mittelwerte bei dem Vergleich des DPX-IQ mit dem iDXA im Modus "Dick" beträgt 290,35 g, bei dem Vergleich mit dem iDXA im Modus "Standard" 420,60 g.
Die Regressionsgeraden der beiden Gerätevergleiche verlaufen annähernd parallel zueinander. Die Mittelwerte liegen bei 2935,55 g ($iDXA_{DICK}$) mit einer Standardabweichung von 1128,56 g und bei 3065,80 g ($iDXA_{STAND}$) mit einer Standardabweichung von 1010,51 g. Dieses Ergebnis zeigt, dass die Differenz zwischen den Modi "Dick" und "Standard" des iDXA für das Merkmal Fett (g) zu vernachlässigen ist ($P = 0{,}7$).
Die Punktewolken sind nicht gleichmäßig um die Regressionsgerade verteilt. Die einzelnen Messwerte entfernen sich vor allem mit höherem Fettgewebewerten (g) weiter von dieser. Dies lässt, wie bei den Schweinen, eine Körpergewichtsabhängigkeit der DXA-Geräte für die Genauigkeit und Präzision der Fettgehaltsmessung vermuten.
Des weiteren wird bei der Analyse der Mittelwerte ersichtlich, dass iDXA das Fettgewebe im Vergleich zum DPX-IQ in beiden Modi minimal überschätzt.

5.6.1.2. Magerweichgewebe (g)

Die Übereinstimmung zwischen den beiden Geräten ist im Bezug auf das Magerweichgewebe deutlich höher. Die Regressionskoeffizienten betragen $R^2 = 0{,}93$ für den Vergleich

des DPX-IQ_{P_LARGE} mit dem Modus “Dick” des iDXA und $R^2 = 0,94$ für den Vergleich mit dem Modus “Standard” des iDXA. Die Steigung der Geraden ist annähernd gleich. Die Mittelwerte liegen bei dem $iDXA_{DICK}$ bei 38233,35 g und bei dem $iDXA_{STAND}$ bei 38114,50 g. Dies bestätigt den geringen Unterschied zwischen den beiden Modi “Dick” und “Standard” des iDXA ($P > 0,8$).
Die Mittelwerte der iDXA-Messungen liegen in beiden Modi (“Dick” und “Standard”) tendenziell unter den Mittelwerten der Messergebnisse des DPX-IQ_{P_LARGE}. Des weiteren wird deutlich, dass die Regressionsgeraden die Identitätslinie in einem Punkt schneiden, welcher sich nahe zu den Mittelwerten befindet. Anhand der Mittelwerte ist zusätzlich die Höhe der durchschnittlichen Differenz der Messungen sichtbar, welche bei dem Vergleich des DPX-IQ mit dem iDXA zwischen 83,90 g (Modus “Dick”) und 202,75 g (Modus “Standard”) liegt.
Pearce et al. (2009) untersuchten in ihrer Studie die Vorhersagbarkeit der Körperzusammensetzung lebender Schafe mit Hilfe von DXA in Bezug auf deren Schlachtkörperzusammensetzung. Diese wurde ebenfalls zuerst mit DXA geprüft, anschließend wurde eine chemische Analyse durchgeführt. Das Bestimmtheitsmaß der DXA-Untersuchungen von lebenden Schafen zu der chemischen Analyse betrug für das Magerweichgewebe $R^2 = 0,73$ und für das Fettgewebe $R^2 = 0,70$. Die Differenz der beiden Ergebnisse zueinander ist minimal, dennoch erhielten sie die größte Beziehung für das Magerweichgewebe. Dies wird durch diese Dissertation insofern bestätigt, dass die Beziehung zwischen den Geräten (lässt man das errechnete Gesamtgewebe außer Acht) bei der Messung des Magerweichgewebes am engsten ist.

5.6.1.3. Knochenmineralgehalt (g)

Die Regressionskoeffizienten für den Knochenmineralgehalt der beiden Geräte sind unabhängig vom verwendeten Modus des iDXA mit $R^2 = 0,88$ identisch. Bei dieser Untersuchung verlaufen die beiden Regressionsgeraden annähernd parallel zueinander und zur Identitätslinie (x=y). Die Punktewolken sind relativ gleichmäßig um die Graphen verteilt. Anhand der Mittelwerte wird eine Unterschätzung des Knochenmineralgehaltes durch den iDXA im Vergleich zum DPX-IQ erkennbar. Die geringe Abweichung zwischen den DXA-Geräten bei dem gemessenen Knochenmineralgehalt kann man somit mit den Differenzen in der Gerätetechnik am besten erklären (siehe Kapitel 5.2 auf Seite 119).
Auch Pouilles et al. (2000) untersuchten den Knochenmineralgehalt bei Schafen mit Hilfe der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie. Die Tiere wurden mit einem Lunar DPX-L gescannt und anschließend getötet. Die Lendenwirbelsäule wurde frei präpariert, in ei-

nem Wasserbad ein zweites mal gescannt und anschließend verascht, um Referenzwerte zu erhalten. Der Knochenmineralgehalt wurde mit dem Gewicht der Asche verglichen. Die Korrelation der "in vivo" Untersuchung war mit r = 0,98 sehr hoch und zeigt, dass eine genaue Messung des Knochenmineralgehaltes bei Schafen mit der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie möglich ist. Allerdings wurde in der Studie von Pouilles et al. (2000) nur die Lendenwirbelsäule der Schafe gescannt, und nicht der gesamte Körper. Demnach wäre es möglich, dass der Scan nur eines bestimmten Körperbereiches genauere Messungen liefert, als ein Ganzkörperscan. Dies müsste in weiteren Untersuchungen geprüft werden und könnte auf unterschiedlichen technischen Einstellungen (zum Beispiel Scan-Zeit und Stromstärke) der DXA-Geräte beruhen.

5.6.1.4. Knochenmineraldichte (g/cm²)

Die Übereinstimmung zwischen den Messergebnissen der Knochenmineraldichte ist deutlich vermindert. Die Regressionskoeffizienten betragen bei dem Vergleich des DPX-IQ mit dem iDXA im Modus “Dick” $R^2 = 0,59$ und bei dem Vergleich des DPX-IQ mit dem iDXA im Modus “Standard” $R^2 = 0,68$. Die Regressionsgeraden verlaufen annähernd parallel zueinander, jedoch nicht zur Identitätslinie. iDXA unterschätzt die Knochenmineraldichte im Vergleich zum DPX-IQ ($P < 0,05$).
Da die Übereinstimmung zwischen den DXA-Geräten bei der Messung der Knochenmineraldichte auch bei den Schweinen deutlich niedriger war als die Übereinstimmung zwischen den Messergebnissen anderer Parameter, könnten die Ursachen dafür bei den Schafen ebenfalls dieselben sein. Diese sind in Kapitel 5.5.1.4 auf Seite 129 aufgeführt. Dazu zählen Möglichkeiten wie die geringere Strahlungsintensität des DPX-IQ, die unterschiedliche Auflösung der Geräte, die unterschiedlichen Auswertelogarithmen der beiden Geräte oder der Vergrößerungseffekt des iDXA [Bouyoucef et al. (1996)].
Die sichtlich niedrigere Beziehung der Messergebnisse könnte zusätzlich auf Fehler in der Positionierung zurückzuführen sein. Für die Berechnung der Knochenmineraldichte wird die Gesamtfläche des Knochens mit berücksichtigt. Kippt das zu untersuchende Objekt etwas zur Seite, ändert sich diese, da aus einem dreidimensionalem Objekt ein zweidimensionales Bild entsteht.
Wie in Kapitel 5.5.1.4 auf Seite 129 bei den Schweinen beschrieben, stehen diese Ergebnisse im Widerspruch zu den Messergebnissen der Studien von Oldroyd et al. (2003) und Crabtree et al. (2005). Die Autoren untersuchten allerdings die Beziehung der beiden DXA Geräte anhand von menschlichen Patienten, wodurch der Unterschied der Ergebnisse zu dieser Dissertation begründet werden könnte. Die Studie von Pouilles et al.

(2000) erzielte eine geringere Reproduzierbarkeit bei der Messung des Knochenmineralgehaltes als bei der Knochenmineraldichte. Dieses Ergebnis trifft sowohl auf die "ex vivo" als auch auf die "in vivo" Untersuchungen zu. Die Autoren erzielten lediglich geringe Differenzen zwischen den Ergebnissen der "ex vivo" und der "in vivo" Analyse, welche sie mit dem Einfluss der Lagerung der Tiere und der Inhomogenität des Weichgewebes lebender Schafe begründeten. Zwar verwendeten Pouilles et al. (2000) ebenfalls Schafe als Versuchstiere, allerdings untersuchten sie eine geringere Anzahl (n=5). Außerdem wurde nur die Lendenwirbelsäule der Schafe gescannt und nicht der gesamte Körper. Durch die geringe Anzahl an Versuchstieren ist die Studie nur mit Vorsicht zu interpretieren. Möglich wäre, dass der Scan nur eines bestimmten Körperbereiches genauere Messungen liefert, als ein Ganzkörperscan. Dies müsste in weiteren Untersuchungen geprüft werden. Da in dieser Dissertation die Beziehung der Messergebnisse bei der Analyse der Knochenmineraldichte niedriger war als die Beziehung der Messergebnisse des Knochenmineralgehaltes, können die zuvor genannten Studien nicht bestätigt werden.

5.6.1.5. Gesamtgewebe (g)

Obwohl sich die einzelnen Messgrößen (Fettgewebe, Magerweichgewebe, BMC, BMD) relativ stark zwischen den Geräten unterscheiden, erreicht die Übereinstimmung zwischen den Messergebnissen bei der Untersuchung des Gesamtgewebes jeweils ein Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0{,}99$. Beide Geraden weisen eine Steigung von $\beta = 1{,}02$ auf. Dies bedeutet, dass sie exakt parallel zueinander und fast identisch mit der Identitätslinie verlaufen. Bei dem Vergleich der DXA-Ergebnisse mit den mittels Körperwaage erzielten Gesamtgewichten fällt auf, dass der iDXA in beiden Modi das Gesamtgewicht tendenziell genauer bestimmt als der DPX-IQ (siehe Tabelle 4.32 sowie 4.34). Die Unterschiede zwischen den beiden Geräten bezüglich der Messgenauigkeit des Gesamtgewebes sind jedoch gering.

Tabelle 5.5.: R^2 und RMSE "Lebende Schafe" für den Vergleich von DPX-IQ_{P_LARGE} vs. $iDXA_{DICK \text{ und } STAND}$

Messgröße		**DPX-IQ "Pädiatrie Large" vs.** **iDXA "Dick"**	**iDXA "Standard"**
Fett(g)	R^2	0,66	0,65
	RMSE	607,92	621,73
Mager (g)	R^2	0,93	0,94
	RMSE	748,88	671,63
BMC (g)	R^2	0,88	0,88
	RMSE	49,12	49,81
BMD (g/cm²)	R^2	0,59	0,68
	RMSE	0,03	0,02
Gesamtgewebe (g)	R^2	0,99	0,99
	RMSE	297,86	303,07

5.6.2. Schlussfolgerungen

Durch die erzielten Regressionskoeffizienten, wird auch hier die Verwendung von Regressionsgleichungen für den Vergleich der Ergebnisse der beiden Geräte empfohlen. Da sich die Regressionskoeffizienten für das Fettgewebe und die Knochenmineraldichte zwischen R^2 = 0,65 - 0,66 bzw. R^2 = 0,59 - 0,68 befanden, wird für longitudinale Studien der Einsatz nur eines Gerätes angeraten.

Beurteilt man die gesamten Ergebnisse zusammen, ist anhand dieser eine Zuordnung der Modi zueinander nicht ohne weiteres möglich. Die Übereinstimmung zwischen den beiden Geräten in den Modi "Pädiatrie Large" des DPX-IQ und "Standard" des iDXA ist nur bei der Messung des Magerweichgewebes und der Knochenmineraldichte etwas höher (R^2 = 0,94 und R^2 = 0,68) als bei dem Vergleich des DPX-IQ_{P_LARGE} mit dem Modus "Dick" des iDXA (R^2 = 0,93 und R^2 = 0,59). Die Übereinstimmung zwischen den beiden Geräten in den Modi "Pädiatrie Large" des DPX-IQ und "Standard" des iDXA ist bei der Messung des Knochenmineralgehaltes und des Gesamtgewebes identisch mit den Bestimmtheitsmaßen des Vergleichs des DPX-IQ_{P_LARGE} mit dem Modus "Dick" des iDXA (R^2 = 0,88 jeweils für den Knochenmineralgehalt bzw. R^2 = 0,99 jeweils für das Gesamtgewebe). Das Bestimmtheitsmaß liegt bei dem Vergleich des DPX-IQ_{P_LARGE} mit dem iDXA im Modus "Standard" bezüglich des Fettgehaltes mit R^2 = 0,65 minimal unter dem Bestimmtheitsmaß des Gerätevergleiches mit dem Modus "Dick" des iDXA (R^2 = 0,66).

Eine Aussage bezüglich des zu verwendenden Scan-Modus ist daher anhand dieser Studie

nicht möglich. Es kann keine eindeutige Empfehlung getätigt werden, welcher Scan-Modus des iDXA dem des DPX-IQ am besten entspricht.
Werden diese Ergebnisse mit denen für das Schwein verglichen, fällt auf, dass das Fettgewebe vom iDXA im Vergleich zum DPX-IQ bei den Schweinen unterschätzt und bei den Schafen überschätzt wird. Um zu klären, ob dieses Ergebnis durch den Pansen der Wiederkäuer beeinflusst wurde, wird nachfolgend näher auf die Untersuchung der Schaf-Schlachtkörper eingegangen. Eine weitere Möglichkeit für die Erklärung dieser Abweichung stellt die Verwendung verschiedener DPX-IQ Modi dar, welche auch Unterschiede in der Auswertelogik haben könnten.

5.7. Vergleich des Lunar DPX-IQ "Pädiatrie Small" mit dem Lunar iDXA "Dick" und "Standard" anhand der Schaf-Schlachtkörper als Tiermodell

5.7.1. Übersicht der verschiedenen Messgrößen

5.7.1.1. Fettgewebe (g)

Die Regressionskoeffizienten bei dem Vergleich des DPX-IQ "Pädiatrie Small" mit dem iDXA sind in beiden Modi des iDXA ("Dick" und "Standard") höher (R^2 = 0,91 und R^2 = 0,75) als die Regressionskoeffizienten bei dem Vergleich der beiden Geräte mit Hilfe lebender Schafe (R^2 = 0,66 und R^2 = 0,65). Dieses Ergebnis wird mit dem Fehlen der Eingeweide bei den Schlachtkörpern begründet. Pearce et al. (2009) erhielten in ihren Untersuchungen ebenfalls eine höhere Beziehung zwischen den Schlachtkörperuntersuchungen mit DXA und der chemischen Analyse (R^2 = 0,86) als zwischen den Untersuchungen lebender Schafe und der chemischen Analyse (R^2 = 0,70). Sie begründeten dieses Ergebnis mit dem Fehlen der Inneren Organe, des Blutes und des Mageninhaltes. Die Beziehung der Ergebnisse ist bezüglich der Fettgewebemessung im Rahmen des Vergleiches von DPX-IQ$_{\text{P_SMALL}}$ und iDXA$_{\text{DICK}}$ am höchsten. Die Steigung dieser Regressionsgerade beträgt β = 0,84 und gleicht somit besser der Identitätslinie als die Regressionsgerade der Datenreihe DPX-IQ$_{\text{P_SMALL}}$ versus iDXA$_{\text{STAND}}$ (β = 0,75). Auch in Kapitel 5.1 wurden die Modi "Pädiatrie Small" des DPX-IQ und "Dick" des iDXA einander zugeordnet. Diese Zuteilung basierte auf der maximal benötigten Scandauer und der verwendeten Stromstärke der jeweiligen Modi.
Anhand der Mittelwerte (iDXA$_{\text{DICK}}$: MW = 3712,63 g vs. DPX-IQ$_{\text{P_SMALL}}$: MW =

3115,63 g) ist ersichtlich, dass das Fettgewebe mit dem Modus “Dick” des iDXA im Vergleich zum $\text{DPX-IQ}_{\text{P_SMALL}}$ minimal überschätzt wird (P = 0,3). Im Modus “Standard” liegen die iDXA-Messerwerte des Fettgewebes ebenfalls tendenziell über denen des DPX-IQ. Dieses Ergebnis wurde auch bei der Messung lebender Schafe erreicht, während hingegen bei der Messung lebender Schweine das Fettgewebe von iDXA unterschätzt wurde. Diese Aussage würde demnach die Verwendung unterschiedlicher DPX-IQ Modi als Haupteinflussfaktor identifizieren und den Pansen als Grund für die Differenz ausschließen.

5.7.1.2. Magerweichgewebe (g)

Die beiden Regressionsgeraden verlaufen mit der Steigung $\beta = 0{,}89$ parallel zueinander. Die Regressionskoeffizienten betragen $R^2 = 0{,}89$ für den Vergleich des $\text{DPX-IQ}_{\text{P_SMALL}}$ mit dem iDXA im Modus “Dick” und $R^2 = 0{,}93$ für den Vergleich des $\text{DPX-IQ}_{\text{P_SMALL}}$ mit dem iDXA im Modus “Standard”. Somit ist die Übereinstimmung des Modus “Pädiatrie Small” des DPX-IQ bei der Messung des Magerweichgewebes mit dem Modus “Standard” des iDXA höher als mit dem Modus “Dick”. Die Standardschätzfehler der Messungen bestätigen dieses Ergebnis ($\text{DPX-IQ}_{\text{P_SMALL}}$ vs. $\text{iDXA}_{\text{DICK}}$: RMSE = 544,94 g; $\text{DPX-IQ}_{\text{P_SMALL}}$ vs. $\text{iDXA}_{\text{STAND}}$: RMSE = 392,69 g).
Wie bei der Untersuchung lebender Schafe unterschätzt iDXA im Modus “Dick” das Magerweichgewebe im Vergleich zum DPX-IQ minimal. Im Modus “Standard” des iDXA liegen die Mittelwerte der Messergebnisse der beiden Geräte sehr nahe beieinander. Hier liegt sogar der Mittelwert der iDXA-Messungen geringfügig über dem Mittelwert des DPX-IQ (siehe Tabelle 4.36). Die Messergebnisse der beiden Geräte stimmen somit in den Modi “Dick” des iDXA und “Pädiatrie Small” des DPX-IQ sehr gut überein.

5.7.1.3. Knochenmineralgehalt (g)

Bei der Messung des Knochenmineralgehaltes ist die Beziehung der beiden Geräte in den Modi “Pädiatrie Small” des DPX-IQ und “Dick” des iDXA am größten ($R^2 = 0{,}84$). Bei dem Vergleich des DPX-IQ mit dem Modus “Standard” des iDXA beträgt das Bestimmtheitsmaß $R^2 = 0{,}82$ und ist folglich nur unwesentlich kleiner. Die Regressionsgerade der Datenreihe $\text{DPX-IQ}_{\text{P_SMALL}}$ versus $\text{iDXA}_{\text{DICK}}$ verläuft mit einer Steigung von $\beta = 1{,}04$ annähernd parallel zur Identitätslinie. In beiden Modi wird der Knochenmineralgehalt vom iDXA im Vergleich zum DPX-IQ minimal unterschätzt. Die Unterschätzung des Knochenmineralgehaltes durch iDXA im Vergleich mit dem DPX-IQ deckt sich auch mit den übrigen Untersuchungen (siehe Kapitel 4.1.3 und 4.2.3). Die Regressionskoeffizienten

der Ergebnisse bezüglich des Knochenmineralgehaltes liegen im Bereich der bisherigen Ergebnisse (lebende Schweine BMC: $R^2 = 0{,}75$ - 0,84; lebende Schafe BMC: $R^2 = 0{,}88$). Die Diskrepanzen zwischen den beiden Geräten können somit durch die in Kapitel 5.2 auf Seite 119 beschriebenen Fehlerquellen begründet werden. Zusammengefasst beruhen sie auf der unterschiedlichen Strahlengeometrie und Strahlungsintensität, der unterschiedlichen Detektortechnologie und der Verwendung von verschiedenen K-Kantenfiltern. Den größten Einfluss auf die Messergebnisse hat vermutlich die unterschiedliche Auflösung und Strahlungsintensität der Geräte.

5.7.1.4. Knochenmineraldichte (g/cm²)

Der Regressionskoeffizient der Messergebnisse bezüglich der Knochenmineraldichte liegt mit $R^2 = 0{,}81$ (Vergleich DPX-IQ_{P_SMALL} vs. $iDXA_{DICK}$) deutlich über den Regressionskoeffizienten, die bei den übrigen Messungen der Knochenmineraldichte erzielt wurden. Mit $R^2 = 0{,}68$ ist die Beziehung der Messergebnisse der beiden Geräte in den Modi "Pädiatrie Small" des DPX-IQ und "Standard" des iDXA niedriger. Für die deutlich höhere Übereinstimmung der Messergebnisse kommen die technischen Eigenschaften der Geräte und die daraus getroffene Zuteilung der Modi "Pädiatrie Small" des DPX-IQ und "Dick" des iDXA in Betracht. Außerdem könnte die Positionierung der Schlachtkörper Auswirkungen auf die Übereinstimmung der Messergebnisse haben. Obwohl die Positionierung der Schlachtkörper meist genauer erfolgen kann, als die Positionierung lebender Tiere, könnten durch das Anschneiden der Hälse Fehler bei der Repositionierung entstanden sein. Durch das Anschneiden der Hälse der Schlachtkörper werden diese beweglich, wodurch sich die Lage der Hälse zwischen den beiden DXA-Geräten unterscheiden könnte. Dadurch wären niedrigere Regressionskoeffizienten bei dem Vergleich des DPX-IQ_{P_SMALL} mit dem $iDXA_{STAND}$ möglich.

5.7.1.5. Gesamtgewebe (g)

Die Beziehung der Messergebnisse der Geräte bei der Untersuchung des Gesamtgewebes erreicht mit $R^2 = 0{,}97$ (DPX-IQ_{P_SMALL} vs. $iDXA_{DICK}$) und $R^2 = 0{,}96$ (DPX-IQ_{P_SMALL} vs. $iDXA_{STAND}$) die höchsten Regressionskoeffizienten. Die Übereinstimmung ist mit beiden iDXA Modi etwas niedriger als die Übereinstimmung zwischen den Geräten bei den Untersuchungen der anderen Versuchstiere des Gesamtgewebes. Einen Grund könnte hier, wie in Kapitel 2.3.4 auf Seite 38 beschrieben, der geringere Hydratationszustand des Gewebes sowie das sich von der menschlichen Anatomie unterscheidende "Gewebeverteilungsmodell" darstellen [Scholz (2002)]. Bei dem Vergleich der DXA-Ergebnisse

mit den mittels einer Körperwaage erzielten Gesamtgewichten wird ersichtlich, dass der iDXA das Gesamtgewicht tendenziell genauer bestimmt als der DPX-IQ (siehe Tabelle 4.40 sowie 4.41). Der Unterschied zwischen den beiden DXA-Geräten ist jedoch sehr gering.

Tabelle 5.6.: R^2 und RMSE "Schaf-Schlachtkörper" für den Vergleich von DPX-IQ_{P_SMALL} vs. $iDXA_{DICK\ und\ STAND}$

Messgröße		DPX-IQ "Pädiatrie Small" vs.	
		iDXA "Dick"	**iDXA "Standard"**
Fett(g)	R^2	0,91	0,75
	RMSE	313,61	398,49
Mager (g)	R^2	0,89	0,93
	RMSE	544,94	392,69
BMC (g)	R^2	0,84	0,82
	RMSE	46,73	43,28
BMD (g/cm²)	R^2	0,81	0,68
	RMSE	0,02	0,03
Gesamtgewebe (g)	R^2	0,97	0,96
	RMSE	462,46	402,77

5.7.2. Schlussfolgerungen

In diesem Teil der Studie wird erneut anhand der Regressionskoeffizienten und der Standardschätzfehler bei geräteübergreifenden Studien die Verwendung von Regressionsgleichungen empfohlen. Dafür können die Gleichungen dieser Arbeit eingesetzt werden. Für Langzeitstudien wird zum Einsatz nur eines Gerätes geraten.
Im Vergleich zu der Untersuchung mit den lebenden Schafen sind alle Regressionskoeffizienten etwas höher. Die Hypothese, dass Eingeweide und speziell der Pansen die Messergebnisse beeinflussen und die Höhe der Übereinstimmung zwischen den korrespondierenden Messergebnissen vermindern, kann hierdurch bestätigt werden. Bewegungsartefakte sind bei dieser Untersuchung auszuschließen. Bei den Schlachtkörpern spielt jedoch der Hydratationszustand sowie der verwendete Scan-Modus eine Rolle für die Höhe der Messgenauigkeit (siehe Kapitel 2.3.4 auf Seite 38).
Laut der getroffenen Zuordnung der Scan-Modi im Bezug auf die Messdauer und die Stromstärke (siehe Kapitel 5.1 auf Seite 118) müsste der Modus "Dick" des iDXA mit dem Modus "Pädiatrie Small" des DPX-IQ am besten übereinstimmen. In den bisherigen Teilen dieser Studie stimmte die getroffene Zuordnung allerdings nicht zwangsweise

mit den Ergebnissen überein. Bei den Schaf-Schlachtkörpern sind die Regressionskoeffizienten bei dem Vergleich des DPX-IQ_{P_SMALL} mit dem $iDXA_{DICK}$, mit Ausnahme der Messung des Magerweichgewebes, höher als die Regressionskoeffizienten bei dem Vergleich des DPX-IQ_{P_SMALL} mit dem iDXA $_{STAND}$. Da der Unterschied der Bestimmtheitsmaße für das Magerweichgewebe sehr gering ist, wird empfohlen hier den Modus "Dick" des iDXA mit dem Modus "Pädiatrie Small" zu kombinieren.

5.8. Zusammenfassung und Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien

Obwohl zwischen den Versuchstieren große anatomische Differenzen bestehen, können einige Gemeinsamkeiten bei den Ergebnissen ermittelt werden. Die höchste Beziehung zwischen den Geräten, lässt man das berechnete Gesamtgewebe außer Acht, wurde hauptsächlich bei der Messung des Magerweichgewebes erreicht. Allerdings wurde bei den Schlachtkörpern der Schafe bei dem Vergleich der Modi "Dick" des iDXA und "Pädiatrie Small" des DPX-IQ bei der Messung des Fettgewebes ein höheres Bestimmtheitsmaß (R^2 = 0,91) erzielt als bei der Messung des Magerweichgewebes (R^2 = 0,89).
An zweiter Stelle folgten die übrigen Messungen des Fettgewebes, wobei verursacht durch den Pansen der Wiederkäuer die lineare Beziehung zwischen den Gerätemesswerten bei den Schafen deutlich niedriger ausfiel. Die Beziehung der Messergebnisse der beiden Geräte bei der Bestimmung des Knochenmineralgehaltes war etwas niedriger als bei der Bestimmung des Fettgewebes, wobei zwischen den Tierarten keine großen Unterschiede bestanden (R^2 = 0,75 bis R^2 = 0,88). Am niedrigsten war der lineare Zusammenhang der Geräte bezüglich der Knochenmineraldichte. Lediglich bei den Schaf-Schlachtkörpern konnte ein Bestimmtheitsmaß von R^2 = 0,81 ermittelt werden.
Diese Ergebnisse sind denen von Scholz und Förster (2006) relativ ähnlich, wobei hier die Autoren die Genauigkeit der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie mit Hilfe der EU Referenzmethode überprüften (siehe Kapitel 2.3.6.1 auf Seite 43). Die Ergebnisse der DXA-Untersuchung am lebenden Schwein wurden mit den Ergebnissen der Zerlegung verglichen. Die höchste Übereinstimmung erzielten die Autoren in der niedrigeren Gewichtsgruppe bei der Analyse des Magerweichgewebes (R^2 = 0,94) gefolgt von der Fettmasse (R^2 = 0,78). Die Vorhersagegenauigkeit des Knochenmineralgehaltes mit DXA für die Knochenmasse war etwas vermindert (R^2 = 0,73). Die Gruppe mit dem höheren Gewicht unterschied sich allein in der Reihenfolge, da hier das Fettgewebe die höhere Vorhersagegenauigkeit erreichte (R^2 = 0,89). Diesem Ergebnis folgten die Messungen des

Magerweichgewebes ($R^2 = 0,82$). Am niedrigsten war wiederum die Vorhersagbarkeit der Knochenmasse ($R^2 = 0,72$).

In einer früheren Studie erzielten Scholz et al. (2002) ähnliche Ergebnisse bei der Untersuchung der Genauigkeit der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie zur Ermittlung der Schlachtkörperzusammensetzung von Schweinehälften (siehe Kapitel 2.3.6.1 auf Seite 43). Die Messergebnisse wurden ebenfalls mit der EU-Referenzzerlegung verglichen. Die höchste Übereinstimmung erreichten die Autoren mit der Messung des Fettgehaltes ($R^2 = 0,821$) gefolgt von der Übereinstimmung der Messergebnisse des Magerweichgewebes ($R^2 = 0,76$). Wie erwartet folgte an letzter Stelle die Messung des prozentualen Knochenmineralanteils mit einem Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0,137$. Die Autoren beziehen sich diesbezüglich in beiden Studien auf Aussagen von Mitchell und Scholz (2001). Demnach resultieren die deutlich verminderten Übereinstimmungen bezüglich des Knochenmineralgehaltes aus der Bewertung des kompletten Knochensystems bei der Zerlegung, während DXA-Messungen alleine den Mineralgehalt des Knochens ermitteln.

Obwohl in dieser Dissertation 2 DXA Geräte miteinander verglichen wurden, zeigen auch die gewonnen Messdaten für den Knochenmineralgehalt und die Knochenmineraldichte die niedrigsten Beziehungen. Die Übereinstimmungen zwischen den Geräten bei der Messung des Magerweichgewebes und des Fettgewebes sind vergleichsweise deutlich höher.

Crabtree et al. (2005) untersuchten die Beziehung der Geräte Lunar DPX-L und Lunar Prodigy der Firma General Electrics. Dafür wurden 110 Kinder und Jugendliche im Alter von 5 bis 20 Jahren mit beiden Geräten gescannt. Sie erzielten eine hohe Übereinstimmung zwischen den Messergebnissen. Die Regressionskoeffizienten nahmen Werte zwischen $R^2 = 0,85$ und $R^2 = 0,99$ für Parameter der Körperzusammensetzung ein. Bei der Verwendung des Ganzkörperscans unterschieden sich die Messergebnisse zwischen den beiden Geräten bezüglich der Knochenmineraldichte nicht signifikant voneinander. Gleichzeitig traten signifikante Differenzen bei der Messung des Knochenmineralgehaltes, des Fett- und des Magerweichgewebes auf. Dabei wurde bei den kleineren Kindern der Knochenmineralgehalt vom Prodigy im Vergleich zum DPX-L unterschätzt (9,4 %) und bei größeren Kindern überschätzt (3,1 %). Außerdem unterschätzte Prodigy das Magerweichgewebe bei den größeren Kindern (0,5 %) und überschätzte es bei den Kleinen (3,0 %). Das Fettgewebe wurde vom Prodigy bei kleinen Kindern unterschätzt (16,4 %) und bei großen Kindern überschätzt (2,0 %). In der Studie von Oldroyd et al. (2003) wurden ebenfalls keine Differenzen bei der Messung der Knochenmineraldichte erzielt. Oldroyd et al. (2003) verglichen einen Lunar DPX-L mit einem Lunar Prodigy der Firma

General Electrics. Für die "in vivo" Studie wurden 13 Patienten mit Anorexie und 23 Patienten mit zystischer Fibrose untersucht. Außerdem wurden 36 gesunde Versuchspersonen gescannt. Bei der Messung des Knochenmineralgehaltes, des Magerweichgewebes, des Fettgewebes und des Gesamtgewebes wurden vom Prodigy höhere Werte als mit dem DPX-L gemessen. Die Phantom-Messungen unterschieden sich von diesem Ergebnis, wobei die erhaltenen Messwerte von dem jeweiligen Phantom abhingen.
Die Studien von Crabtree et al. (2005) und Oldroyd et al. (2003) beinhalteten jeweils die selben Geräte; erzielten jedoch zum Teil voneinander abweichende Ergebnisse. Crabtree et al. (2005) begründet dies mit Variationen zwischen den verschiedenen Populationen, und mit Differenzen bei der Kalkulierung des Knochengewebes bei Kindern mit kleineren Knochen und weniger dichtem Knochengewebe.
In der eigenen Studie wurde bei der Messung der Körperzusammensetzung lebender Schweine das Fettgewebe vom iDXA gegenüber dem DPX-IQ unterschätzt, das Magerweichgewebe überschätzt. Bei der Untersuchung der Schafe und der Schaf-Schlachtkörper wurde ein gegenteiliges Ergebnis erzielt. In dieser Dissertation wird das Ergebnis mit der Verwendung von unterschiedlichen DPX-IQ Modi begründet. iDXA unterschätzt hier demnach in jedem Modus das Fettgewebe im Vergleich zum Modus "Adult Normal" des DPX-IQ (Untersuchung lebender Schweine) und überschätzt es im Vergleich zu den Modi "Pädiatrie Large" (Untersuchung lebender Schafe) und "Pädiatrie Small" (Untersuchung der Schaf-Schlachtkörper).
Die Hypothese der Abhängigkeit der Messergebnisse von den DPX-IQ Modi bezieht sich auf die Studie von Pintauro et al. (1996) (siehe Kapitel 2.3.6.1 auf Seite 43). Die Autoren untersuchten die Genauigkeit des DXA-Gerätes "Lunar DPX-L" mit Hilfe von 18 Schweineschlachtkörpern. Dabei unter- oder überschätzte DXA das Fett- und das Magerweichgewebe im Vergleich zur chemischen Analyse abhängig vom gewählten Modus und vom gewählten Gewebe. Der Knochenmineralgehalt wurde in beiden DPX-L Modi unterschätzt.
Für die Bestätigung dieser These in der eigenen Studie müssten allerdings weitere Untersuchungen erfolgen.
Die Messergebnisse der Knochenmineraldichte unterscheiden sich in dieser Dissertation von den Untersuchungen von Crabtree et al. (2005) und Oldroyd et al. (2003). Bei beiden Studien konnte kein signifikanter Unterschied bei der Messung der Knochenmineraldichte zwischen den untersuchten Geräten festgestellt werden. Die Autoren verwendeten jedoch Menschen für die DXA-Untersuchungen, wodurch sich die unterschiedlichen Ergebnisse erklären ließen. In den Studien von Mazess und Barden (2000) wurde bei dem Vergleich

des Gerätes Lunar DPX mit dem Lunar Prodigy ebenfalls keine Differenz zwischen den Messwerten der Knochenmineraldichte gefunden. Lediglich der Vergleich der Geräte Lunar DPX und Lunar Expert brachte eine Differenz von 2 % für die Messung der Knochenmineraldichte. Dabei wurde die Knochenmineraldichte von Lunar Expert um 2 % im Vergleich zum DPX überschätzt, der Knochenmineralgehalt um 2 % unterschätzt. Ellis und Shypailo (1998) beschrieben eine Überschätzung der Knochenmineraldichte durch das Fan-Beam Gerät "Hologic QDR-4500" gegenüber dem Pencil-Beam Gerät "Hologic QDR-2000" bei Messung kleinerer (meist jüngerer) Versuchspersonen und eine Unterschätzung der Knochenmineraldichte bei größeren (meist älteren) Probanden. Bouyoucef et al. (1996) erhielten ähnliche Ergebnisse bei der Messung des Oberschenkelhalses. Dabei überschätzte der Hologic QDR-4500/A die Knochenmineraldichte bei niedrigen Werten, und unterschätzte es bei höheren Werten im Vergleich zum QDR 1000/W. Mazess und Barden (2000) begründen dieses Ergebnis von Bouyoucef et al. (1996) mit dem Vergrößerungseffekt von Fan-Beam-Geräten. Möglich wäre bei diesen Studien auch eine Körpergewichtsabhängigkeit der Höhe der DXA-Messergebnisse, wie Mitchell et al. (1996, 1998a, 2000) in ihren Studien zum Beispiel für das Fettgewebe beschrieben haben.
In dieser Dissertation waren die Regressionskoeffizienten der Knochenmineraldichtemessung (außer bei den Schaf-Schlachtkörpern) am niedrigsten. Da laut Herstellerangaben der Vergrößerungseffekt des iDXA durch die Überlappung des "narrow-angle" Fan-Beams und der dazugehörigen "Multi View Image Reconstruction Software" minimiert wurde, wird dieses Ergebnis mit der unterschiedlichen Auflösung der Geräte, der geringeren Strahlungsintensität des DPX-IQ und der Möglichkeit der Verwendung verschiedener Referenz-R-Werte für die Bestimmung des Knochengewebes begründet. Zusätzlich könnten Abweichungen in der Positionierung der Versuchstiere zwischen den beiden Geräten die Ursache der niedrigen Übereinstimmung darstellen. Die Positionierung der Tiere beeinflusst die Gesamtfläche des Knochengewebes, da bei einem Scandurchgang aus einem dreidimensionalen Objekt ein zweidimensionales Bild entsteht. Verkippt das zu messende Objekt etwas zur Seite, ändert sich dadurch die Gesamtfläche auf dem Bild. Diese Hypothese wurde auch bei der Untersuchung der Schaf-Schlachtkörper bestätigt, da die Positionierung hier leichter, und demnach genauer erfolgen konnte als bei lebenden Tieren. Dadurch wurde hier die höchste Beziehung zwischen den Messwerten der Knochenmineraldichte erreicht. Um diese Annahme zu bestätigen, müssten allerdings auch hier weiterführende Untersuchungen durchgeführt werden.
Zusammengefasst werden durch die Untersuchungen dieser Studie, für den Vergleich

der Messergebnisse zwischen den beiden Geräten, für jede Messgröße, jede Tierart, jede Gewichtsklasse und für jeden Modus eigene Regressionsgleichungen empfohlen. Die gewonnenen Regressionsgleichungen sind in Kapitel 4 zu finden.

5.9. Vergleich der Genauigkeit und der Präzision der Geräte Lunar DPX-IQ und iDXA mit Hilfe eines "Variable Composition Phantoms" in Kombination mit einer "Aluminium-Wirbelsäule"

Für diese Untersuchung wurde die Kombination eines "Variable Composition Phantoms" mit einer Aluminium-Wirbelsäule mit dem iDXA in beiden Modi gescannt. Damit ist es möglich verschiedene, vom Phantom-Hersteller vorgegebene Fettkonfigurationen einzustellen (siehe Kapitel 3.8 auf Seite 71). Die Messergebnisse der Fettgehaltsmessungen (%) wurden mit den DPX-IQ Ergebnissen aus der Dissertation von Ruge (2006) verglichen. Diese sind aus Anhang B auf Seite 185 zu entnehmen.
Zuerst werden ausschließlich die Daten aus der Messung des Phantoms mit dem iDXA betrachtet. Da die Übereinstimmung zwischen den Modi "Dick" und "Standard" mit den Herstellerangaben bei beiden Untersuchungen je einen Regressionskoeffizienten von $R^2 = 1$ erreichte, wird hier gleich auf die Genauigkeit der beiden Modi eingegangen. Für die Bestimmung der Genauigkeit des Gerätes müssen die Mittelwerte mit den Herstellerangaben des Phantoms verglichen werden. Je kleiner die Differenz zwischen den Mittelwerten und der Herstellerangabe ist, desto genauer misst das Gerät den prozentualen Fettgehalt. Die Genauigkeit des Gerätes ist bei der Messung der geringsten Fettstufe (8,3 %) mit beiden iDXA-Modi am größten. Bei der Messung der höchsten Fettkonfiguration (43,5 %) unterscheiden sich die Messwerte am stärksten von den Herstellerangaben. Dabei ist die Differenz zwischen dem Mittelwert der Messergebnisse und der Herstellerangabe in dem Modus "Standard" des iDXA am geringsten. Somit erreicht der iDXA im Modus "Standard" eine größere Genauigkeit als im Modus "Dick" (siehe Kapitel 4.4).
Die Präzision wird mit Hilfe der Standardabweichung und des Variationskoeffizienten (%) bestimmt. Je kleiner die Standardabweichung und der Variationskoeffizient, desto größer ist die Präzision. Die größte Präzision erreicht der iDXA bei der Messung der mittleren Fettstufe (22,3 %) mit dem Modus "Dick" (Standardabweichung = 0,1; Variationskoeffizient (%) = 0,44). Allerdings erreicht der Modus "Standard" die höheren

Präzisionen bei der Messung der niedrigsten und der höchsten Fettkonfiguration. Somit werden insgesamt mit dem Modus “Standard” des iDXA präzisere Ergebnisse erzielt als mit dem Modus “Dick” (siehe Kapitel 4.4).
Diese Ergebnisse wurden anschließend mit den Daten der Dissertation von Ruge (2006) verglichen. Ruge (2006) analysierte die 6 Modi “Adult Normal”, “Adult Schnell”, “Adult Screening”, “Pädiatrie Small”, “Pädiatrie Medium” und “Pädiatrie Large” des DPX-IQ. In den übrigen Teilen dieser Dissertation wurde nur mit den Modi “Adult Normal”, Pädiatrie Small” und “Pädiatrie Large” gearbeitet. Die restlichen 3 Modi wurden nur in diesem Teil der Studie in die Beobachtung einbezogen.
Wird die Genauigkeit zwischen den beiden Geräten überprüft, wird ersichtlich, dass bei der Messung der niedrigen Fettkonfiguration erneut iDXA im Modus “Standard” die höchste Genauigkeit aufweist. Diesem Ergebnis folgen die Messungen von Ruge (2006) mit dem DPX-IQ im Modus “Adult Screening”, bei dem die Differenz des Mittelwertes zur Herstellerangabe 0,02 % beträgt. Allerdings streuen hier die Ergebnisse viel weiter um den Mittelwert als bei den Messungen mit dem iDXA (DPX-IQ: Standardabweichung = 1,03 und Variationskoeffizient (%) = 12,5; iDXA: Standardabweichung = 0,15 und Variationskoeffizient (%) = 1,76). Bei der Messung der mittleren Fettstufe erreicht der DPX-IQ im Modus “Adult Schnell” die höchste Genauigkeit gefolgt vom iDXA im Modus “Standard”. Die Differenzen der Mittelwerte zu den Herstellerangaben betragen 0,5 % (DPX-IQ) und 0,89 % (iDXA), wobei auch hier die Streuung der Ergebnisse um den Mittelwert beim iDXA deutlich geringer ausfällt. Bei der Messung der höchsten Fettstufe erzielt die mit Abstand beste Genauigkeit der DPX-IQ im Modus “Pädiatrie Small”. Die Differenz des Mittelwertes zur Herstellerangabe beträgt 0,05 %.
Zusammenfassend arbeitet der iDXA bei der Beurteilung der niedrigen Fettstufen genauer als der DPX-IQ, wobei dieser bei der Berechnung der höheren Fettgehalte in einigen Modi genauer abschnitt. Allerdings bezieht sich die Genauigkeit des DPX-IQ nur auf einzelne Modi, die sich von den anderen bezüglich der Messgenauigkeit deutlich unterscheiden. Außerdem bezieht sich die Genauigkeit der Messungen des DPX-IQ immer auf eine bestimmte Fettkonfiguration, die Analyse der übrigen beiden Fettstufen fällt deutlich “schlechter” aus. Der iDXA hingegen misst das Fettgewebe in jeder Fettkonfiguration und mit jedem Modus mit einer hohen Genauigkeit. Die größte Differenz eines Mittelwertes der Messergebnisse zur Herstellerangabe beträgt beim iDXA 1,85 % (Messung der höchsten Fettstufe mit dem Modus “Dick”) beim DPX-IQ 3,37 % (Messung der mittleren Fettstufe mit dem Modus “Pädiatrie Small”). Hierbei wird zusätzlich ersichtlich, dass der Modus “Pädiatrie Small” des DPX-IQ zwar die beste Genauigkeit

bei der Messung der höchsten Fettkonfiguration aufweist, jedoch am schlechtesten bei der Messung der mittleren Fettstufe abschneidet (siehe Anhang B).
Bei der Beurteilung der Präzision wird erkennbar, dass iDXA in beiden Modi eine deutlich höhere Präzision aufweist als die von Ruge (2006) mittels DPX-IQ gemessenen Werte.
Oldroyd et al. (2003) verglich die Lunar Geräte Prodigy und DPX-L mit verschiedenen Phantomen und "in vivo" miteinander. Bei der Analyse des prozentualen Fettgehaltes mit dem VCP zeigte das Fan-Beam Gerät Prodigy die beste Übereinstimmung mit den Herstellerangaben des Phantoms. Dies deckt sich mit der Gegenüberstellung der Messwerte dieser Dissertation mit den Ergebnissen von Ruge (2006).
In Summe schneidet der iDXA bei der Bestimmung des Fettgehaltes besser ab als der DPX-IQ. Für "in vivo" Untersuchungen lässt sich dieses Ergebnis allerdings nicht ohne weiteres übertragen. Diessel et al. (2000) erzielten in ihrer Studie das Resultat, dass Abweichungen der Phantom-Messwerte zwischen unterschiedlichen DXA-Geräten eines Herstellers mit "in vivo" Messungen vergleichbar waren. Bei Geräten unterschiedlicher Hersteller wichen die "in vivo" Messungen von den VCP Ergebnissen ab. Regressionsgleichungen, welche alleine auf Untersuchungen mit dem Phantom beruhen, wären demnach nicht korrekt. In dieser Studie wurden Geräte der Firma General Electrics miteinander verglichen. Allerdings lässt sich die vollständige Scannerleistung durch das stark vereinfachte Design nicht überprüfen. Die Anatomie lebender Tiere ist viel komplexer als der Aufbau eines Phantoms. Hersteller verwenden verschiedene Fettverteilungsmodelle für die Interpolation des Fett- und Magerweichgewebes über Knochengewebe [Diessel et al. (2000); Nord und Payne (1995)]. Nach Nord und Payne (1995) basieren diese auf einer für Menschen typischen Verteilung. Wie auch Ruge (2006) in ihrer Dissertation angemerkt hat, müsste in weiteren Untersuchungen geklärt werden, ob die homogene Weichgewebeverteilung des Phantoms Auswirkungen auf die Weichgewebemessung im Vergleich zu "in vivo" Messungen besitzt.

5.10. Vergleich der iDXA Modi “Dick” und “Standard”

In diesem Abschnitt wurde untersucht, in wieweit die beiden Modi “Dick” und “Standard” des iDXA vergleichbar sind. Dafür wurden zu den bisherigen Tieren zusätzlich 21 Eberschlachtkörperhälften gescannt. Außerdem wurde die Körperzusammensetzung von 24 bereits verwendeten Schweinen, 20 Schafen und 8 Schaf-Schlachtkörpern mit beiden Modi des iDXA analysiert. Die Beziehung der Messergebnisse war mit Bestimmtheits-

maßen von $R^2 = 0{,}87$ - 1,0 sehr hoch.
Werden die Messergebnisse der Schweine und der Eberschlachtkörperhälften betrachtet, fällt auf, dass die Bestimmtheitsmaße der Modi bei der Messung der Schlachtkörper höhere Werte erreichen als die der lebenden Schweine ($R^2 = 0{,}99$ - 1,00 vs. $R^2 = 0{,}91$ - 1,00). Dieses Ergebnis war zu erwarten, da bei den Schlachtkörpern die gesamten Eingeweide samt Magen-Darm-Trakt inklusive Inhalt fehlen. Das errechnete Gesamtgewebe weist bei beiden Tiermodellen ein Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 1{,}0$ auf. Die Messgröße mit der nächsthöchsten Beziehung zwischen den Modi ($R^2 = 0{,}99$) stellt das Magerweichgewebe bei der Messung der lebenden Schweine dar. Dies deckt sich mit den Messergebnissen des Gerätevergleiches DPX-IQ und iDXA insofern, dass anhand der lebenden Schweine als Tiermodell das Magerweichgewebe das höchste Bestimmtheitsmaß erreichte (siehe Kapitel 5.5 auf Seite 125). Bei den Eberschlachtkörperhälften erreichten auch alle übrigen Messgrößen ein Bestimmtheitsmaß von $R^2 = 0{,}99$.
Die Messung der Knochenmineraldichte erreichte bei dem Vergleich der iDXA-Modi "Dick" und "Standard" mit den lebenden Schweinen das niedrigste Bestimmtheitsmaß mit $R^2 = 0{,}91$. Hier spiegeln sich die vorangegangenen Untersuchungen wieder, bei denen jeweils die Analyse der Knochenmineraldichte am "schlechtesten" abschnitt.
Werden die iDXA Ergebnisse der lebenden Schafe mit denen der Schaf-Schlachtkörper verglichen, ist erkennbar, dass die Beziehung zwischen den Modi bei der Messung der Schlachtkörper ($R^2 = 0{,}87$ - 0,97) geringer ist als die Beziehung bei der Messung der lebenden Tiere ($R^2 = 0{,}94$ - 0,99). Dieses Ergebnis steht im Widerspruch zu der Annahme, dass die inneren Organe inklusive Pansen die Messergebnisse der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie beeinflussen. Allerdings ist dieses Ergebnis sehr kritisch zu betrachten, da die Anzahl der Schlachtkörper ($n = 8$) geringer war als die der lebenden Tiere ($n = 20$). Bei einer Versuchstieranzahl von 8 Stück beeinflussen einzelne Messfehler (wie z.B. Positionierungsfehler durch Verkippen) das Gesamtbild deutlicher als bei einer höheren Anzahl. Daher ist das Ergebnis nicht so aussagekräftig wie die Messung der 20 lebenden Schafe. Um genauere Aussagen treffen zu können, müssten die Untersuchungen mit einer größeren Anzahl an Schlachtkörpern durchgeführt werden.
Trotz der Diskrepanz bei den Ergebnissen mit den Schaf-Schlachtkörpern erreichten alle Tiergruppen bei der Messung mit den Modi "Dick" und "Standard" eine hohe Übereinstimmung. Auch bei den Untersuchungen bezüglich der Genauigkeit und der Präzision mit dem Phantom (siehe Kapitel 5.9 auf Seite 146) wurden bei den Messungen mit dem iDXA sehr enge Übereinstimmungen erreicht.
Hind et al. (2011) untersuchten die Präzision von GE Lunar iDXA für die Körperzu-

sammensetzung bei Erwachsenen im Alter von 20 - 50 Jahren. Dazu verwendeten sie in der Studie beide iDXA Modi, je nach Körpergewicht der Versuchspersonen. Sie erreichten eine hohe Beziehung (R^2 = 0,98 - 0,99) zwischen den einzelnen Messungen und Variationskoeffizienten, welche sich großteils im Bereich von 0,51 - 0,96 % befanden. Sie schlussfolgerten, dass der Lunar iDXA eine exzellente Präzision für die Messung der Körperzusammensetzung aufweist.
Da in dieser Dissertation die Differenz der Mittelwerte bei dem Vergleich der beiden Modi sehr gering war, kann, zusammen mit den VCP-Ergebnissen, eine konstante, hohe Messgenauigkeit sowie eine sehr große Präzision des iDXA bestätigt werden.
Darüber hinaus wird ersichtlich, dass der Unterschied zwischen den Messergebnissen der beiden Modi des iDXA sehr gering ist. Demnach können für Studien am Schwein beide Modi verwendet werden. Da die Scandauer beim iDXA-Modus "Standard" für einen Ganzkörper-Scan nur ca. 7 Minuten im Vergleich zu ca. 13 Minuten für den iDXA-Modus "Dick" beträgt, ist speziell für die Untersuchungen am lebenden Tier der Modus "Standard" zu bevorzugen. Ob ein höheres Körpergewicht (> 100 kg) Einfluss auf die Wahl eines Modi besitzt, müsste in weiteren Untersuchungen geklärt werden. Für Schafschlachtkörper ist jedoch der iDXA-Modus "Dick" zu bevorzugen, da hier die höchste Übereinstimmung mit dem bislang verwendeten DPX-IQ-Modus "Pädiatrie-Small" vorliegt.

5.11. Allgemeine Schlussfolgerungen

Laut den Untersuchungsergebnissen dieser Dissertation ist es nicht möglich einen Wechsel der Geräte bei einer laufenden Studie durchzuführen, ohne deren Messergebnisse mit Hilfe spezieller Regressionsgleichungen einander anpassen zu müssen. Bei dem DPX-IQ gibt es für eine Ganzkörperuntersuchung die Möglichkeit zwischen 6 verschiedenen Modi zu wählen. Bei dem iDXA wurden diese Möglichkeiten auf 2 Modi reduziert, wenn man vom Kleintiermodus absieht. Dies erschwert die Zuordnung der DPX-IQ-Modi zu denen des iDXA. Dennoch wurde versucht, dies anhand der technischen Daten durchzuführen, damit die Wahl eines iDXA Modus zu einem der DPX-IQ Modi bei geräteübergreifenden Studien vereinfacht wird. Anhand der darauf erfolgten Messungen konnte allerdings keine eindeutige Beziehung zwischen den DPX-IQ- und iDXA-Modi gefunden werden, die anhand der technischen Daten einander zugeordnet wurden. Nur bei der Messung der Schaf-Schlachtkörper war die Beziehung der Modi "Pädiatrie Small" des DPX-IQ und "Dick" des iDXA in den meisten Messparametern größer, als die der Modi "Pädiatrie

Small” und “Standard”.
Laut der Untersuchung des iDXA korrelieren die beiden Modi “Dick” und “Standard” sehr eng miteinander. Wegen der längeren Untersuchungszeit bei der Verwendung des Modus “Dick” des iDXA wird bei lebenden Tieren jedoch die Verwendung des Modus “Standard” empfohlen. Für Tiere >100 kg ist dennoch - entsprechend der Herstellerempfehlung der iDXA-Modus "Dick" zu verwenden, um die Probleme zu vermeiden die beim DPX-IQ auftraten, wenn die Röntgenstrahlung das Gewebe nicht mehr durchdringen konnte. Ob bei "in vivo" Untersuchungen ein höheres Körpergewicht einen größeren Einfluss auf die Wahl eines der Modi besitzt, müsste in weiterführenden Studien geklärt werden. In dieser Dissertation konnte bezüglich des Körpergewichtes nur bei der Messung der Schweine im Modus “Dick” des iDXA eine geringere Beziehung zum DPX-IQ-Modus “Adult Normal” bei Schweinen mit hohem Körpergewicht (> 100 kg) festgestellt werden. Ob diese Diskrepanz auf Messungenauigkeiten der Geräte zurückzuführen ist, konnte nicht geklärt werden.
Durch diese Dissertation wurde ersichtlich, dass für jedes Tiermodell und für jeden Modus eigene Regressionsgleichungen für die Umrechnung der Ergebnisse zu bestimmen und zu verwenden sind. Es wird empfohlen die Gleichungen zusätzlich mit Hilfe von Gewichtsgruppen zu verfeinern. Die in der Dissertation aufgestellten Regressionsgleichungen können für weitere Studien angewendet werden.
Anhand der Untersuchungen mit dem VCP konnte festgestellt werden, dass der iDXA, trotz kürzerer Scan-Zeit, in der Lage ist, präzisere und genauere Ergebnisse zu ermitteln als der DPX-IQ. Die Ergebnisse bezüglich des DPX-IQ wurden dafür aus der Dissertation von Ruge (2006) entnommen. Demnach kann bei einem Wechsel der DXA-Geräte ein Fan-Beam Gerät wie der iDXA empfohlen werden.

6. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es die Beziehung zwischen den Messergebnissen der Geräte Lunar DPX-IQ und Lunar iDXA der Firma General Electrics zu überprüfen. Dies wurde durch den Wechsel der Geräte am Lehr- und Versuchsgut in Oberschleißheim nötig, um Studien, welche mit dem älteren Gerät (Lunar DPX-IQ) begonnen wurden, mit dem Lunar iDXA weiterführen zu können. Um die Vergleichbarkeit bei "in vivo" Messungen zu gewährleisten, wurden 218 lebende Schweine, 21 Eberschlachtkörperhälften und 20 lebende Schafe sowie 17 Schaf-Schlachtkörper jeweils mit beiden Geräten gescannt. Die Genauigkeit und die Präzision des iDXA wurde mit einem “Variable Composition Phantom” in Kombination mit einer “Aluminium-Wirbelsäule” getestet. Diese Ergebnisse wurden mit denen aus der Dissertation von Ruge (2006) verglichen, da die Autorin bereits mit dem selben Phantom die Genauigkeit des DPX-IQ überprüfte. Zusätzlich wurde mit Hilfe der verschiedenen Versuchstierarten die Beziehung zwischen den Messergebnissen der iDXA-Modi “Dick” und “Standard” untersucht.
Bedingt durch die unterschiedliche Anatomie der Schweine im Vergleich zu kleinen Wiederkäuern wurden die Ergebnisse getrennt analysiert. Bei den Schweinen erreichen die Geräte die engste Beziehung für das errechnete Gesamtgewebe (R^2=0,99) gefolgt vom Magerweichgewebe ($R^2 = 0{,}93$) und Fettgewebe ($R^2 = 0{,}82$-0,90). Die Messergebnisse des Knochenmineralgehaltes und der Knochenmineraldichte zeigen mit $R^2 = 0{,}75$ - 0,85 und $R^2 = 0{,}67$ - 0,69 die vergleichsweise niedrigsten Bestimmtheitsmaße. Bei der Untersuchung der unterschiedlichen Gewichtsklassen entfernen sich die Messergebnisse in den höheren Gewichtsbereichen (> 100 kg) deutlich weiter von der Identitätslinie. Somit ist die Übereinstimmung zwischen den Messergebnissen beider Geräte bei Tieren > 100 kg am niedrigsten. Allerdings wurden Tiere > 100 kg allein mit dem Modus “Dick” des iDXA untersucht, weswegen unklar ist, ob dieses Ergebnis auch auf den Modus “Standard” zutrifft. Das Fettgewebe, der Knochenmineralgehalt und die Knochenmineraldichte werden vom iDXA gegenüber dem DPX-IQ jeweils unterschätzt, das Magerweichgewebe und das Gesamtgewebe überschätzt. Die DXA-Ergebnisse des Gesamtgewebes wurden mit den Messergebnissen einer Körperwaage verglichen. Dabei erzielte der iDXA in beiden Modi

minimal genauere Messergebnisse als der DPX-IQ.
Die Untersuchung der Schafe bringt ähnliche Resultate, wobei vermutet wird, dass wegen des Pansens und dessen Inhalts die Geräte für das Fettgewebe verminderte Übereinstimmungen zwischen den Messergebnissen zeigen (R^2 = 0,65 - 0,66). Die engste Beziehung weisen die Geräte erneut bei der Bestimmung des Gesamtgewebes (R^2 = 0,99) und des Magerweichgewebes (R^2 = 0,93 - 0,94) auf. Die Beziehungen der Messergebnisse des Knochenmineralgehaltes und der Knochenmineraldichte (R^2 = 0,88 und R^2 = 0,59 - 0,68) sind wie bei den Schweinen vergleichsweise am niedrigsten. Bei den Schafen wird im Gegensatz zu den Messungen mit den Schweinen das Magerweichgewebe vom iDXA im Vergleich zum DPX-IQ minimal unterschätzt und das Fettgewebe überschätzt. In der Studie wurde dies mit der Verwendung unterschiedlicher DPX-IQ-Scan-Modi begründet.
Die Ergebnisse der Schaf-Schlachtkörper zeigen engere Übereinstimmungen als die der lebenden Schafe, da das Eingeweide inklusive Magen-Darm-Trakt entfernt wurde. Die höchsten Bestimmtheitsmaße erreichen die Geräte wiederholt bei der Messung des Gesamtgewebes (R^2 = 0,96 - 0,97) und des Magerweichgewebes (R^2 = 0,89 - 0,93). Diesen folgt die Analyse des Fettgewebes mit R^2 = 0,75 - 0,91. Knochenmineralgehalt und Knochenmineraldichte liegen bei den Messungen der Schaf-Schlachtkörper enger beieinander. Die Geräte erreichen diesbezüglich Bestimmtheitsmaße von R^2 = 0,82 - 0,84 und R^2 = 0,68 - 0,81. Auch hier wird das Magerweichgewebe vom iDXA gegenüber dem DPX-IQ tendenziell unterschätzt und das Fettgewebe überschätzt.
Bei der Überprüfung der Genauigkeit und der Präzision des iDXA und dem Vergleich der Daten mit den Messergebnissen von Ruge (2006) wurden mit dem iDXA insgesamt die genaueren und präziseren Werte erreicht als mit dem DPX-IQ. In der kleinsten Fettkonfiguration des VCP erzielte iDXA im Modus “Standard” die größte Genauigkeit. Allerdings lieferte der DPX-IQ bei der Messung höherer Fettgehalte in einigen Modi genauere Ergebnisse. Dabei ist zu beachten, dass sich die Genauigkeit des DPX-IQ nur auf einzelne Modi bezieht, welche sich von den anderen Modi bezüglich der Messgenauigkeit deutlich unterscheiden. Außerdem bezieht sich die Genauigkeit der DPX-IQ Messungen immer jeweils auf eine bestimmte Fettkonfiguration, die Analyse der übrigen beiden Fettstufen fällt deutlich schlechter aus. Der iDXA-Scanner hingegen misst das Fettgewebe in jeder Fettkonfiguration und mit jedem Modus mit einer hohen Genauigkeit.
Die größte Präzision liefert ebenfalls der iDXA im Modus “Standard” gefolgt vom Modus “Dick”. Die Präzision der Messungen ist bei dem DPX-IQ deutlich geringer. Auch die "in vivo" Beziehungen der iDXA Modi “Dick” und “Standard” waren sehr eng (R^2 = 0,87 - 1,0).

Anhand der Ergebnisse dieser Dissertation kann der Lunar iDXA der Firma General Electrics empfohlen werden. Allerdings müssen bei geräteübergreifenden Studien Regressionsgleichungen für die Anpassung der Messergebnisse verwendet werden. Da sich die absoluten Messwerte modi-abhängig unterscheiden, sind für jedes Tiermodell und jeden Modus eigene Regressionsgleichungen zu verwenden. Die Gleichungen aus dieser Arbeit können für Studien des Lehr- und Versuchsgutes mit dem Lunar DPX-IQ und dem Lunar iDXA herangezogen werden. Bei Langzeitstudien wird allerdings zum Einsatz nur eines DXA-Gerätes geraten.

7. Summary

The aim of this study was the review of the relationship of two Dual energy X-ray absorptiometry (DXA) machines. These were the pencil-beam machine called Lunar DPX-IQ and the fan-beam machine called Lunar iDXA, both manufactured by General Electrics. This study was necessary due to the upgrade from the old (pencil beam) to the new (fan-beam) technology. The purpose was to gain statistical information about the relationship between the machines. Thereby studies, which started with the older pencil-beam DXA machine can be continued with the newer Lunar iDXA. To ensure the comparability of "in vivo" and carcass measurements, 218 live pigs, 21 pig half-carcasses, 20 live sheep and 17 complete sheep carcasses were scanned with both DXA machines.
The accuracy and the precision of the iDXA were analyzed with the "Variable Composition Phantom" (VCP) in combination with an aluminium spine phantom. The results of this accuracy study were compared with the results of the dissertation of Ruge (2006). Ruge (2006) already analyzed the accuracy and the precision of the Lunar DPX-IQ with the same phantom.
In addition, the relationship between the results of the two iDXA modes "Dick" (Thick) and "Standard" was analyzed using the same experimental animals.
Due to the different anatomy of pigs and sheep, the results of the study were analyzed separately.
The two DXA machines achieved the highest regression coefficients ($R^2 = 0{,}99$) when measuring total tissue of live pigs. The second highest regression coefficient was achieved with lean tissue mass ($R^2 = 0{,}93$), followed by fat mass ($R^2 = 0{,}82$ - $0{,}90$). The comparatively lowest regression coefficients of $R^2 = 0{,}75$ - $0{,}85$ and $R^2 = 0{,}67$ - $0{,}69$ were achieved when measuring bone mineral content (BMC) and bone mineral density (BMD).
Furthermore, the results were separated into different weight ranges. The reason for this was a slightly increasing drift of the measurement results away from the line of identity with higher body weights. The body weight ranges were defined as < 80 kg, 80 - 100 kg and > 100 kg. However, pigs heavier than 100 kg were alone measured with the mode

"Dick" (Thick) of the iDXA. Therefore, it could not be approved, whether the same results would be achieved with the mode "Standard".
On one hand, the iDXA underestimates the fat mass, the bone mineral content and the bone mineral density compared with the DPX-IQ. On the other hand the iDXA overestimates the lean tissue mass and the total tissue mass in comparison with the DPX-IQ. Compared with the scale weight, iDXA is more accurate than DPX-IQ.
The results of the body composition measurements of the small ruminants are similar to the results of the pigs' measurements. However, it can be assumed that the relationship of the machines pertaining to the fat mass (R^2 = 0,65 - 0,66) are lower due to the sheep's rumen. The highest relationships were found within the measurements of the total tissue (R^2 = 0,99) and the lean tissue mass (R^2 = 0,93 - 0,94). Similar to the pigs, the relationships of the results of the bone mineral content and the bone mineral density (R^2 = 0,88 and R^2 = 0,59 - 0,68) are the lowest. In contrast to the pigs' measurements, iDXA underestimates (compared with the DPX-IQ) the lean tissue mass and overestimates the fat mass. The explanation of this pattern is the use of different DPX-IQ-modes in the study.
The results of the measurements of the sheep-carcasses show higher relationships than do the results of the live-sheep. This was related to the removal of the bowel of the sheep. The machines achieved the highest regression coefficients when measuring total tissue (R^2 = 0,96 - 0,97) and lean tissue mass (R^2 = 0,89 - 0,93). This was followed by the measurement of the fat mass (R^2 = 0,75 - 0,91). The regression coefficients of the DXA machines pertaining to the bone mineral content and the bone mineral density are R^2 = 0,82 - 0,84 and R^2 = 0,68 - 0,81. iDXA underestimates (similar to the sheep) the lean tissue mass and overestimates the fat mass, compared with the DPX-IQ.
The measurements of the VCP with the iDXA achieved more accurate and more precise results than did the measurements with the DPX-IQ performed by Ruge (2006). The iDXA achieved with the "Standard" mode the highest accuracy related to the measurement of the VCP with the lowest fat configuration. In a few modes the DPX-IQ achieved more accurate results for the measurement of the higher fat configurations than the iDXA. However, it is important to know, that the accuracy of the DPX-IQ only refers to a few single modes, which differ from the accuracy of the remaining modes. In addition, the accuracy of the DPX-IQ always refers to one certain fat configuration. The accuracy of the DPX-IQ measurements of the remaining fat configurations is lower. In contrast, iDXA measures every fat configuration with a high accuracy and a high precision. The iDXA achieved the highest precision with the "Standard" mode followed

by the mode “Dick” (Thick). The precision of the DPX-IQ is lower. In addition, the “in vivo” relationships of the modes “Dick” (Thick) and “Standard” of the iDXA are very high (R^2 = 0,87 – 1,0).
On the basis of the results of this study the Lunar iDXA can be recommended. However, for the use of two different machines within one study, regression analyzes have to be done. Depending on the mode, there is a difference in absolute results. For this reason, regression equations specific to each animal and each mode should be applied. Furthermore, to achieve a better relationship, each animal model should be separated into weight groups. The equations of this study can be used for other studies with both machines. However, for long term studies, the use of only one machine is recommended.

Literaturverzeichnis

[**http://www.quantitativeskills.com/sisa/statistics/t-test.htm**]

A. Abbaspour, M. Takahashi, K. Sairyo, S. Takata, K. Yukata, A. Inui, and N. Yasui. Optimal increase in bone mass by continuous local infusion of alendronate during distraction osteogenesis in rabbits. *Bone*, 44(5):917–923, 2009.

C. S. Alexander, H. Bree, W. Erhardt, P. Fahrenkrug, M. Fehr, H. Frese, I. Gielen, V. Grevel, K. Größlinger, J. Henke, S. Kneissl, D. Koch, M. Kornberg, D. Lorinson, A. Martens, A. Meyer-Lindenberg, M. L. Nagel, B. Nell, K. Peremans, M. Risselada, F. E. Röcken, B. Ryssen, S. Rytz, U. Scharvogel, N. Sigrist, D. Spreng, S. Tacke, B. Tellhelm, R. Weiss, und A. Zohmann. *Kompendium der allgemeinen Veterinärchirurgie.* Schlütersche Verlagsgesellschaft mbH & Co. KG, Hannover, 2004.

G. Andrássy-Baka, R. Romvári, Z. Sütö, A. Szabó, and P. Horn. Comparative study of the body composition of different turkey genotypes by means of CT. *Arch. Tierz., Dummerstorf*, 46:285–292, 2003.

A. Asch and D. D. Roby. Some factors affecting precision of the total body electrical conductivity technique for measuring body composition in live birds. *Wilson Bull.*, 107(2):306–316, 1995.

S. D. Ball, T. S. Altena, and P. D. Swan. Comparison of anthropometry to DXA: a new prediction equation for men. *European Journal of Clinical Nutrition*, 58:1525–1531, 2004.

A. Bauer, U. Bogdahn, A. Haase, und R. Schlief. Dreidimensionale echosignalverstärkte transkranielle Doppler-Ultraschalldiagnostik. *Der Radiologe*, 38:394–398, 1998.

U. Baulain. Magnetic resonance imaging for the in vivo determination of body composition in animal science. *Computers and Electronics in Agriculture*, 17:189–203, 1997.

R. N. Baumgartner, R. Ross, and S. B. Heymsfield. Does adipose tissue influence bioelectric impedance in obese men and women? *J. Appl. Physiol.*, 84(1):257–262, 1998.

M. Bernau. *Untersuchungen zu einer möglichen Vorverlegung der Schlachtleistungsprüfung beim Schwein mit Hilfe der Magnetresonanztomographie (MRT) und Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (DXA) in vivo.* Dissertation, Department für Veterinärwissenschaften der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München, 2011.

G. M. Blake and I. Fogelman. Technical Principles of Dual Energy X-ray Absorptiometry. *Seminars in Nuclear Medicine*, XXVII:210–228, 1997.

H. Borsook and J. B. Dubnoff. The hydrolysis of phosphocreatine and the origin of urinary creatinine. *California Institute of Technology*, *Pasadena*, pages 493–510, 1947.

S. E. Bouyoucef, I. D. Cullum, and P. J. Ell. Cross-calibration of a fan-beam X-ray densitometer with a pencil-beam system. *The British Journal of Radiology*, 69:522– 531, 1996.

K. Brazdilova, A. Dlesk, T. Koller, Z. Killinger, and J. Payer. Vitamin D deficiency - a possible link between osteoporosis and metabolic syndrome. *Bratisl. Lek. Listy*, 113: 412–416, 2012.

U. T. Brenoe and K. Kolstad. Body Composition and Development Measured Repeatedly by Computer Tomography During Growth in Two Types of Turkeys. *Poultry Science*, 79:546–552, 2000.

R. Brommage. Validation and calibration of DEXA body composition in mice. *Am. J. Physiol. Endocrinol. Metab.*, 285:E454–E459, 2003.

J. Brondum, M. Egebo, C. Agerskov, and H. Busk. On-line pork carcass grading with the Autofom ultrasound system. *J. Anim. Sci.*, 76:1859–1868, 1998.

J. Brozek, F. Grande, T. Anderson, and A. Keys. Densitometric analysis of body composition: revisions of some quantitative assumptions. *Ann. NY Acad. Sci.*, 110:113–140, 1963.

L. Bunger, J. M. MacFarlane, N. R. Lambe, J. Conington, K. A. McLean, K. Moore, C. A. Glasbey, G. Simm. Use of X-Ray Computed Tomography (CT) in UK Sheep Production and Breeding. *Dr. Karuppasamy Subburaj (Ed.), ISBN: 978-953-307-943-1, InTech*, *DOI: 10.5772/23789* S. 329-348, 2011

H. Busk and E. Olsen. Determination of percent meat in pig carcasses with the AUTOFOM equipment. *47th Annual Meeting of the European Association for Animal Production*, Comission on Pig Production: Session V: Non invasive Techniques for Carcass Evaluation, Lillehammer, Norway 25-29 August 1996.

J. R. Cameron and J. Sorenson. Measurement of bone mineral in vivo. *Science*, 42: 230–232, 1963.

G. Castro, B. A. Wunder, and F. L. Knopf. Total body electrical conductivity (TOBEC) to estimate total body fat of free-living birds. *The Condor*, 92:496–499, 1990.

G. Q. Chen, S. Wang, and S. Y. Hu. Osteoporosis increases chondrocyte proliferation without a change in apoptosis during fracture healing in an ovariectomized rat model. *Mol Med Report*, 5(1):202–206, 2012.

J. M. Conway, K. H. Norris, and C. E. Bodwell. A new approach for the estimation of body composition: infrared interactance. *Am. J. Clin. Nutr.*, 40:1123–1130, 1984.

N. J. Crabtree, N. J. Shaw, and C. M. Boivin. Pediatric in vivo cross-calibration between the GE Lunar Prodigy and DPX-L bone densitometers. *Osteoporosis International*, 16: 2157–2167, 2005.

S. R. Cummings, J. L. Kelsey, N. C. Nevitt, and K. J. O´Down. Epidemiology of osteoporosis and osteoporotic fractures. *Epidemiol. Rev.*, 7:178–208, 1985.

P. Deurenberg and Y. Schutz. Body Composition: Overview of Methods and Future Directions of Research. *Ann. Nutr. Metab.*, 39:325–333, 1995.

E. Diessel, T. Fuerst, C. F. Njeh, F. Tylavsky, J. Cauley, M. Dockrell, and H. K. Genant. Evaluation of a new body composition phantom for quality control and cross-calibration of DXA devices. *J. Appl. Physiol.*, 89:599–605, 2000.

S. J. Dinning, W. S. Gallup, and H. M. Briggs. Excretion of creatinine and creatine by beef. *Oklahoma Agricultural Experiment Station, Stillwater*, pages 157–161, 1948.

DPX-IQ. *Bedienungshandbuch*. Lunar Corporation. Madison USA, 1998.

K. J. Ellis. Human Body Composition: In Vivo Methods. *Physiological Reviews*, 80: 650–680, 2000.

K. J. Ellis. Selected Body Composition Methods Can Be Used in Field Studies. *J. Nutr.*, 131:1589S–1595S, 2001.

K. J. Ellis and R. J. Shypailo. Bone Mineral and Body Composition Measurements: Cross-Calibration of Pencil-Beam and Fan-Beam Dual-Energy X-Ray Absorptiometers. *Journal of bone and mineral research*, 13:1613–1618, 1998.

P. Elowsson, A. H. Forslund, H. Mallmin, U. Feuk, I. Hansson, and J. Carlsten. An Evaluation of Dual-Energy X-Ray Absorptiometry and Underwater Weighing to

Estimate Body Composition by Means of Carcass Analysis in Piglets. *American Society for Nutritional Sciences*, pages 1543–1549, 1998.

L. Fahrmeir, R. Künstler, I. Pigeot, und G. Tutz. *Statistik, der Weg zur Datenanalyse*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2011.

C. L. Ferrel and S. G. Cornelius. Estimation of body composition of pigs. *Journal of animal science*, 58:903–912, 1984.

G. B. Forbes and G. J. Bruining. Urinary creatinine excretion and lean body mass. *Am. J. Clin. Nutr.*, 29:1359–1366, 1976.

A. Franke, H. P. Kühl, und P. Hanrath. Dreidimensionale Rekonstruktion echokardiographischer Schnittbilder: Methodik, klinischer Stellenwert und Zukunftsperspektiven. *Dtsch. med. Wschr.*, 123:1245–1249, 1998.

S. J. Grier, A. S. Turner, and M. R. Alvis. The use of Dual-Energy X-Ray Absorptiometry in Animals. *Investigative Radiology*, 31 (1):50–62, 1996.

M. Hammami, W. W. Koo, and E. M. Hockman. Technical Considerations for a Fan-Beam Dual-Energy X-Ray Absorptiometry Body Composition Measurements in Pediatric Studies. *Journal of Parenteral and Enteral Nutrition*, 28:328–333, 2004.

GE Healthcare. Healthy future. It's vital. /GE Healthcare, a division of General Electric Company, 2012. - Forschungsbericht

A. Hendrix. Magnets, Spins and Resonances. /Siemens AG Medical Solutions. Order NO.: A91100-M2200-M705-1-7600, 2003. - Forschungsbericht

S. B. Heymsfield, C. Arteaga, C. McManus, J. Smith, and S. Moffitt. Measurement of muscle mass in humans: validity of the 24-hour urinary creatinine method. *Am. J. Clin. Nutr.*, 37:478–494, 1983.

S. B. Heymsfield, Z. Wang, R. N. Baumgartner, and R. Ross. HUMAN BODY COMPOSITION: Advances in Models and Methods. *Annu. Rev. Nutr.*, 17:527–558, 1997.

K. Hind, B. Oldroyd, and J. G. Truscott. In vivo precision of the GE Lunar iDXA densitometer for the measurement of total body composition and fat distribution in adults. *European Journal of Clinical Nutrition*, 65:140–142, 2011.

G. N. Hounsfield. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. *British Journal of Radiology*, 46:1016–1022, 1973.

iDXA. *en Core-basiertes Knochen-Densitometer-Röntgensystem-Benutzerhandbuch.* 2010.

A. Jackson and M. L. Pollock. Practical assessement of body composition. *Physician Sportsmed*, 13:76–90, 1985.

X. Jiang, D. Song, B. Ye, X. Wang and S. Hu J. Song. Effect of intermittent administration of adiponectin on bone regeneration following mandibular osteodistraction in rabbits. *J. Orthop. Res.*, 29(7):1081–1085, 2011.

J. Kamphues, D. Schneider, und J. Leibetseder. *Supplemente zu Vorlesungen und Übungen in der Tierernährung.* M. & H. Shaper, Alfeld Hannover, 1999.

K. Kaspar, M. Vogt, H. Ermert, P. Altmeyer, und S. Gammal el. 100-MHz-Sonographie zur Darstellung des Stratum corneum an der Palmarhaut nach Anwendung verschiedener Externa. *Ultraschall in der Medizin*, 20(3):110-114, 1999.

G. W. Kauffmann, E. Moser, und R. Sauer. *Radiologie, 3. Auflage.* Elsevier Verlag, 2006.

N. L. Keim, P. L. Mayclin, S. T. Taylor, and D. L. Brown. Total-body electrical conductivity method for estimating body composition: validation by direct carcass analysis of pigs. *Am. J. Clin. Nutr.*, 47:180–185, 1988.

E. Kienzle, J. Zentek, and H. Meyer. Body Composition of Puppies and Young Dogs. *J. Nutr.*, 128:2680–2683, 1998.

W. W. K. Koo, M. Hammami, and E. M. Hockman. Interchangeability of pencil-beam and fan-beam dual-energy X-ray absorptiometry measurements in piglets and infants. *Am. J. Clin. Nutr.*, 78:236–240, 2003.

N. R. Lambe, M. J. Young, K. A. McLean, J. Conongton, and G. Simm. Prediction of total body tissue weights in Scottish Blackface ewes using computed tomography scanning. *Animal Science*, 76:191–197, 2003.

N. R. Lambe, J. Conington, S. C. Bishop, K. A. McLean, L. Bünger, A. McLaren, and G. Simm. Relationships between lamb carcass quality traits measured by X-ray computed tomography and current UK hill sheep breeding goals. *Animal*, 2(1):36-43 2008.

M. A. Laskey and D. Phil. Dual-Energy X-Ray Absorptiometry and Body Composition. *Nutrition*, 12:45–51, 1996.

K. A. Leymaster. Tomography to estimate changes in body tissues. *J. Anim. Sci.*, 63(Suppl. 2):89–95, 1986.

M. Lüning, J. Planitzer, K. H. Sandring, B. Schnackenburg, und C. Dewey. Magnetresonanz-Tomographie - ein neues bildgebendes Verfahren. *Medizin aktuell*, 14:266–269, 1988.

D. Lösel, P. Kremer, E. Albrecht, and A. M. Scholz. Comparison of a GE Lunar DPX-IQ and a Norland XR-26 dual energy X-ray absorptiometry scanner for body composition measurements in pigs - in vivo. *Arch. Tierz., Dummerstorf*, 53:162–175, 2010.

H. C. Lukaski. Methods for the assessement of human body composition: traditional and new. *Am. J.Clin. Nutr.*, 46:537–556, 1987.

H. C. Lukaski, P. E. Johnson, W. W. Bolonchuk, and G. I. Lykken. Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. *Am. J. Clin. Nutr.*, 41:810–817, 1985.

H. C. Lukaski, M. J. Marchello, C. B. Hall, D. M. Schafer, and W. A. Siders. Soft Tissue Composition of Pigs Measured with Dual X-Ray Absorptiometry: Comparison With Chemical Analyses and Effects of Carcass Thicknesses. *Nutrition*, 15:697–703, 1999.

N. W. Lutz und E. Schultz. Beschreibung des MR-Relaxationsverhaltens von Gewebe mit Hilfe einer geeigneten Modellvorstellung. *Digitale Bilddiagnostik*, 7:56–60, 1987.

M. D. Markel and J. J. Bogdanske. The effect of increasing gap width on localized densitometric changes within tibial ostectomies in a canine model. *Calcif. Tissue Int.*, 54(2):155–159, 1994a.

M. D. Markel and J. J. Bogdanske. Dual-energy X-ray absorptiometry of canine femurs with and without fracture fixation devices. *Am. J. Vet. Res.*, 55(6):862–866, 1994b.

R. B. Mazess and S. H. Barden. Evaluation of Differences between Fan-Beam and Pencil-Beam Densitometers. *Calcified Tissue International*, 67:291–296, 2000.

R. B. Mazess, S. H. Barden, and J. Bisek. Dual-energy X-ray absorptiometry for total-body and regional bone-mineral and soft-tissue composition. *Am. J. Clin. Nutr.*, 51:1106–1112, 1990.

Medilink. *Osteocore 3 Visio, Progress through Innovation*

L. W. Mirosh, B. A. Becker, J. V. Spencer and J. A. Verstrate. Prediction of abdominal fat in broiler chickens using wing web and humeral feather tract measurements. *Poultry Science*, 76:1746–1752, 1981.

A. D. Mitchell and A. M. Scholz. *Techniques for Measuring Body Composition of Swine*. CRC Press LLC, 2001.

A. D. Mitchell, J. M. Conway, and W. J. E. Potts. Body Composition Analysis of Pigs by Dual-Energy X-Ray Absorptiometry. *J. Anim. Sci.*, 74:2663–2671, 1996.

A. D. Mitchell, A. M. Scholz, and J. M. Conway. Body Composition Analysis of Small Pigs by Dual-Energy X-Ray Absorptiometry. *J. Anim. Sci.*, 76:2392–2398, 1998a.

A. D. Mitchell, A. M. Scholz, V. G. Pursel, and C. M. Evock-Clover. Composition analysis of pork carcasses by dual-energy x-ray absorptiometry. *J. Anim. Sci.*, 76: 2104–2114, 1998b.

A. D. Mitchell, A. M. Scholz, and V. G. Pursel. Dual-Energy X-Ray Absorptiometry Measurements of the Body Composition of Pigs of 90- to 130-Kilograms Body Weight. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 904:85–93, 2000.

A. D. Mitchell, A. M. Scholz, P. C. Wange, and H. Song. Body composition analysis of the pig by magnetic resonance imaging. *J. Anim. Sci.*, 79:1800–1813, 2001.

A. D. Mitchell, A. M. Scholz, and M. B. Solomon. Estimation of body composition of pigs by a near-infrared interactance probe technique. *Arch. Tierz., Dummerstorf*, 48: 580–591, 2005.

S. Müller und S. Polten. Vergleichsuntersuchungen zur Ultraschall-Speckdickenmessung beim Schwein im Rahmen der Eigenleistungsprüfung. *Arch. Tierz., Dummerstorf*, 47: 249–263, 2004.

B. D. H. Niekerk, J. T. Reid, A. Bensadoun, and A. L. Paladines. Urinary Creatinine as an Index of Body Composition. *J. Nutrition*, 79:463–473, 1963.

G. Nitter und R. Kolb. Abschätzung des Fleischanteils im Bauch mit Hilfe von digitalisierten Ultraschallbildern an lebenden Schweinen. *Landbauforschung Völkenrode*, 127: 106–109, 1994.

R. H. Nord and R. K. Payne. Body composition by dual-energy X-ray absorptiometry - a review of the technology. *Asia Pacific J. Clin. Nutr.*, 4:167–171, 1995.

B. Oldroyd, A. H. Smith, and J. G. Truscott. Cross-calibration of GE/Lunar pencil and fan-beam dual energy densitometers - bone mineral density and body composition studies. *European Journal of Clinical Nutrition*, 57:977–987, 2003.

K. Pearce, G. Gardner, M. Ferguson, N. Smith, J. Greef, and D. Pethick. Dual x-ray absorptiometry accurately predicts carcass composition from live sheep and chemical composition of live and dead sheep. *Meat Sci.*, 81(1):285–293, 2009.

A. Pietrobelli, C. Formica, Z. Wang, and S. B. Heymsfield. Dual-energy X-ray absorptiometry body composition model: review of physical concepts. *the American Physiological Society*, pages 941–951, 1996.

A. Pietrobelli, Z. Wang, C. Formica, and S. B. Heymsfield. Dual-energy X-ray Absorptiometry: fat estimation errors due to variation in soft tissue hydratation. *Am. J. Physiol. Endocrinol. Metab.*, 274:808–816, 1998.

S. J. Pintauro, T. R. Nagy, C. M. Duthie, and M. I. Goran. Cross-Calibration of fat and lean measurements by dual-energy X-ray absorptiometry to pig carcass analysis in the pediatric body weight range. *Am. J.Clin. Nutr.*, 63:293–298, 1996.

A. Polito, J. Parizkova, E. Toti, and A. Ferro-Luzzi. The measurement of body composition by infrared interactance: an evaluation. *Nutrition Research*, 14:1165–1177, 1994.

J. M. Pouilles, P. Collard, F. Tremollieres, P. Frayssinet, J. J. Railhac, J. P. Cahuzac, A. Autefage, and C. Ribot. Accuracy and Precision of In Vivo Bone Mineral Measurements in Sheep Using Dual-Energy X-Ray Absorptiometry. *Calcif. Tissue Int.*, 66:70–73, 2000.

E. Presta, J. Wang, G. Harrison, P. Björntorp, W. Harker, and T. B. Van Itallie. Measurement of total body electrical conductivity: a new method for estimation of body composition. *Am. J. Clin. Nutr.*, 37:735–739, 1983.

A. Ruge. *Evaluierung der Genauigkeit eines Norland XR26 DXA-Systems im Vergleich zu einem GE LunarDPX-IQ unter Verwendung eines modifizierten Variable Composition Phantoms.* Dissertation, Lehrstuhl für Tierzucht und Allgemeine Landwirtschaftslehre der Tierärztlichen Fakultät der Universität München, 2006.

E. Sanal, F. Ardic, and S. Kirac. Effects of aerobic or combined aerobic resistance exercise on body composition in overweight and obese adults: gender differences. a randomized intervention study. *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.*, 48:1–11, 2012.

D. J. Sartoris and D. Resnick. Dual-energy radiographic absorptiometry for bone densitometry: current status and perspective. *A. J. R.*, 152:241–246, 1989.

B. Schöllhorn. *Untersuchungen zur Anwendbarkeit der Dualenergie- Röntgenabsorptiometrie (DXA) für die Messung der Ganzkörperzusammensetzung bei zwei Putengenotypen.* Dissertation, Lehrstuhl für Tierzucht und Allgemeine Landwirtschaftslehre der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München, 2007.

J. Schmidt, E. Dahlgren, M. Brännström, and K. Landin-Wilhelmsen. Body composition, bone mineral density and fractures in late postmenopausal women with polycystic ovary syndrome - a long-term follow-up study. *Clin. Endocrinol. (Oxf)*, 77:207–2014, 2012.

A. M. Scholz. *In-vivo-Methoden zur Analyse von Muskelstoffwechsel und Körperzusammensetzung beim Schwein unter besonderer Berücksichtigung genetischer Einflüsse.* Habilitationsschrift, Institut für Tierzucht aus der Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für Tierzucht und allgemeine Landwirtschaftslehre, 2002.

A. M. Scholz und U. Baulain. Methoden zur Bestimmung der Körperzusammensetzung am lebenden Nutztier. *Züchtungskunde*, 81:86–96, 2009.

A. M. Scholz und M. Förster. Genauigkeit der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (DXA) zur Ermittlung der Körperzusammensetzung von Schweinen in vivo. *Arch. Tierz., Dummerstorf*, 49:462–447, 2006.

A. M. Scholz, U. Baulain, und E. Kallweit. Quantitative Analyse von Schnittbildern lebender Schweine aus der Magnet-Resonanz-Tomographie. *Züchtungskunde*, 65 (3): 206–2015, 1993.

A. M. Scholz, P. Soffner, E. Littmann, W. Peschke, und M. Förster. Genauigkeit der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (DXA) zur Ermittlung der Schlachtkörperzusammensetzung von Schweinehälften (kalt, 30-39 kg) anhand der EU-Referenzzerlegung. *Züchtungskunde*, ISSN 0044-5401, 74, (5):376–391, 2002.

A. M. Scholz, P. Heller, K. H. Waldmann, und P. Wolf. Eignung der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie zur Erfassung der Knochenmineralisierung von Ebern. *Züchtungskunde*, ISSN 0044-5401, 76, (2):94–107, 2004.

A. M. Scholz, A. D. Mitchell, M. Förster, and V. G. Pursel. Two-site evaluation of the relationship between in vivo and carcass dual energy X-ray absorptiometry (DXA) in pigs. *Livestock Science*, 110:1–11, 2006.

H. P. Sheng, A. L. Adolph, E. O. Smith, and C. Garza. Body Volume and Fat-Free Mass Determinations by Acoustic Plethysmography. *Pediatric Research*, 24, No.1:85– 89, 1988.

A. L. Siemens, R. J. Lipsey, W. M. Martin, M. G. Siemens, and H. B. Hedrick. Composition of pork carcasses by potassium-40 liquid scintillation detection: estimation and validation. *J. Anim. Sci.*, 69:47–53, 1991.

W. E. Siri. Body composition from fluid spaces and density: analysis of methods. *Nutrition*, 9:480–491, 1961.

J. R. Speakman, D. Booles, and R. Butterwick. Validation of dual energy X-ray absorptiometry (DXA) by comparison with chemical analysis of dogs and cats. *International Journal of Obesity*, 25:439–447, 2001.

O. L. Svendsen, J. Haarbo, C. Hassager, and C. Christiansen. Accuracy of measurements of body composition by dual-energy x-ray absorptiometry in vivo. *Am. J. Clin. Nutr.*, 57:605–608, 1993.

Z. Szendrö, Z. Matics, Z. Gerencsér, I. Radnai, M. Lengyel, I. Nagy, R. Riovanto, and A. D. Zotte. Effect of adult weight and CT-based selection on carcass traits of growing rabbits. *Ital. J. Anim. Sci.*, 8(Suppl. 3):240–242, 2009.

P. A. Tipler. *Physik.* Spektrum Akademischer Verlag, 2000.

P. Tothill, A. Avenell, and D. M. Reid. Precision and accuracy of measurements of whole-body bone mineral: comparisons between Hologic, Lunar and Norland dual-energy X-ray absorptiometers. *The British Journal of Radiology*, 67:1210–1217, 1994.

A. S. Turner, C. H. Mallinckrodt, M. R. Alvis, and H. U. Bryant. Dual-Energy X-Ray Absorptiometry in Sheep: Experiences with In Vivo and Ex Vivo Studies. *Bone*, 17: 381S–387S, 1995a.

A. S. Turner, R. W. Norrdin, S. Gaarde, H. E. Connally, and M. A. Thrall. Bone mineral density in feline mucopolysaccharidosis VI measured using dual-energy X-ray absorptiometry. *Calcif. Tissue Int.*, 57(3):191–195, 1995b.

VCP. *Instruction for Using Bio-Imaging VCP-Phantom.*

J. Velazco, J. L. Morrill, and K. K. Grunewald. Utilization of bioelectrical impedance to predict carcass composition of Holstein steers at 3, 6, 9, and 12 months of age. *J. Anim. Sci.*, 77:131–136, 1999.

J. G. Verbalis, J. Barsony, Y. Sugimura, Y. Tian, D. J. Adams, E. A. Carter, and H. E. Resnick. Hyponatremia-induced osteoporosis. *J. Bone Miner. Res.*, 25:554–563, 2010.

F. Virgili, G. Maiani, Z. H. Zahoor, D. Ciarapica, A. Raguzzini, and A. Ferro- Luzzi. Relationship between fat-free mass and urinary excretion of creatinine and 3-methylhistidine in adult humans. *J. Appl. Physiol.*, 76(5):1946–1950, 1994.

Z. Wang, R. N. Jr. Pierson, and S. B. Heymsfield. The five-level model: a new approach to organizing body-composition research. *Am. J. Clin. Nutr.*, 56:19–28, 1992.

Z. Wang, P. Deurenberg, D. E. Matthews, and S. B. Heymsfield. Urinary 3- Methylhistidine Excretion: Association With Total Body Skeletal Muscle Mass by Computerized Axial Tomography. *Journal of Parenteral and Enteral Nutrition*, 22, No.2: 82–86, 1998.

Z. Wang, P. Deurenberg, W. Wang, A. Pietrobelli, R. N. Baumgartner, and S. B. Heymsfield. Hydration of fat-free body mass: review and critique of a classic body-composition constant. *J. Clin. Nutr.*, 69:833–841, 1999.

Z. Wang, P. Deurenberg, and S. B. Heymsfield. Cellular-Level Body Composition Model. A New Approach to Studying Fat-Free Mass Hydration. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 904:306–311, 2000.

Z. Wang, S. B. Heymsfield, Z. Chen, S. Zhu, and R. N. Pierson. Estimation of percentage body fat by dual-energy x-ray absorptiometry: evaluation by in vivo human elemental composition. *Phys. Med. Biol.*, 55(9):2619-2635, 2010.

J. H. Wilmore and A. R. Behnke. Predictability of lean body weight through anthropometric assessement in college men. *Journal of Applied Physiology*, 25:349–355, 1968.

D. E. Wilson. Application of ultrasound for genetic improvement. *J. Anim. Sci.*, 70: 973–983, 1992. 163

L. J. Yang, F. X. Shen, J. C. Zheng, and H. L. Zhang. Clinical application of alendronate for osteoporosis/osteopenia secondary to hyperthyroidism. *Zhongguo Gu Shang*, 25(2): 133–137, 2012.

A. Messergebnisse in Prozent

A.1. Vergleich des Lunar DPX-IQ “Adult Normal” mit dem Lunar iDXA “Dick” und “Standard” anhand lebender Schweine als Tiermodell

A.1.1. Fettgewebe (%)

A.1.1.1. DPX-IQ “Adult Normal” versus iDXA “Dick”

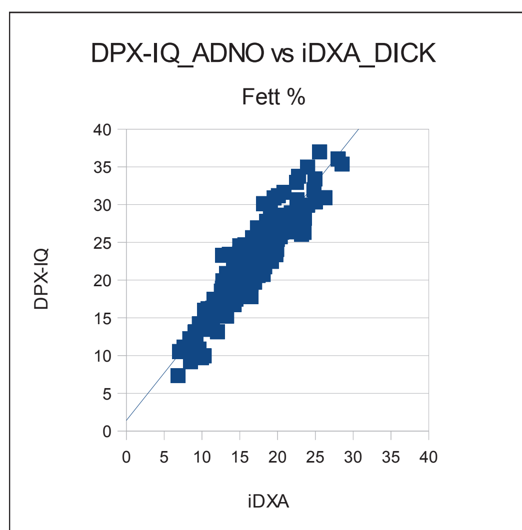


Abbildung A.1.: Vergleich der Fettgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$

Tabelle A.1.: Vergleich der Fettgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$

Fett (%)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	21,99	5,82	26,48	$y = 1,26x + 1,42$	0,87	2,09
iDXA	16,37	4,33	26,44			
|Diff.|	5,62	1,49	0,04			

Die Unterteilung der Ergebnisse in drei verschiedene Gewichtsklassen (< 80 kg, 80 - 100 kg und > 100 kg) ergab Folgendes:

Tabelle A.2.: Vergleich der Fettgewebemessungen (%) mittels DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	20,51	5,5	26,83	$y = 1,26x + 0,91$	0,88	1,89
iDXA	15,6	4,12	26,4			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	21,54	5,96	27,65	$y = 1,29x + 0,88$	0,9	1,87
iDXA	15,99	4,38	27,38			
>100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	24,84	4,99	20,07	$y = 1,07x + 5,43$	0,75	2,53
iDXA	18,19	4,04	22,22			

A.1.1.2. DPX-IQ "Adult Normal" versus iDXA "Standard"

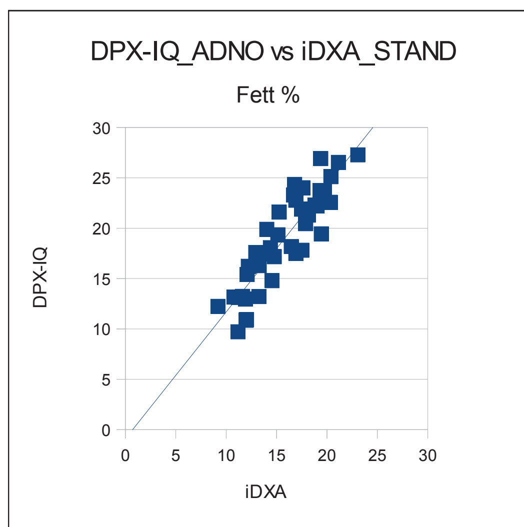


Abbildung A.2.: Vergleich der Fettgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$

Tabelle A.3.: Vergleich der Fettgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$

Fett (%)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ	18,86	4,82	25,56	$y = 1,26x - 0,9$	0,79	2,22
iDXA	15,70	3,41	21,74			
|Diff.|	3,16	1,41	3,82			

Die Ergebnisse der Einteilung in die Gewichtsklassen werden in der folgenden Tabelle dargestellt.

Tabelle A.4.: Vergleich der Fettgewebemessungen (%) mittels DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ	17,96	5,05	28,10	$y = 1,34x - 2,29$	0,82	2,21
iDXA	15,07	3,39	22,52			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	20,09	4,34	21,62	$y = 1,12x + 1,59$	0,74	2,28
iDXA	16,56	3,35	20,22			

A.1.2. Magerweichgewebe (%)

A.1.2.1. DPX-IQ “Adult Normal” versus iDXA “Dick”

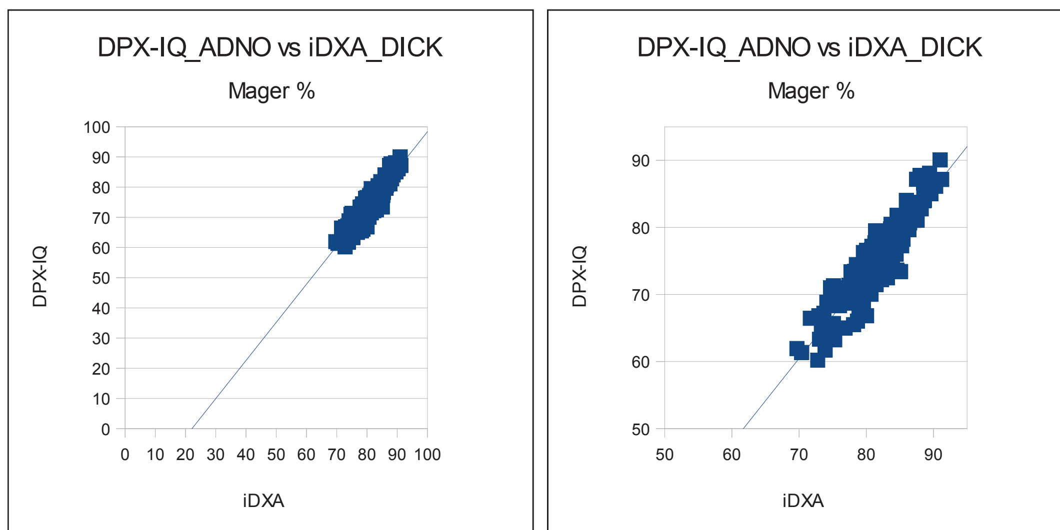


Abbildung A.3.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ$_{\text{ADNO}}$ und iDXA$_{\text{DICK}}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 50 bis 90 %)

Tabelle A.5.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ$_{\text{ADNO}}$ und iDXA$_{\text{DICK}}$

Mager (%)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R^2	RMSE
IQ	75,09	5,88	7,84	$y = 1,26 - 27,94$	0,86	2,23
iDXA	81,57	4,31	5,29			
|Diff.|	6,48	1,57	2,55			

Die Aufteilung der Werte in die verschiedenen Gewichtsklassen ist in der folgenden Tabelle dargestellt.

Tabelle A.6.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (%) mittels DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ	76,54	5,61	7,33	$y = 1,27x - 27,78$	0,87	2,01
iDXA	82,22	4,14	5,03			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	75,55	6,04	8,00	$y = 1,3x - 30,59$	0,89	2,00
iDXA	81,95	4,41	5,38			
>100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	72,25	4,94	6,84	$y = 1,06x - 12,06$	0,72	2,66
iDXA	79,9	3,97	4,97			

A.1.2.2. DPX-IQ "Adult Normal" versus iDXA "Standard"

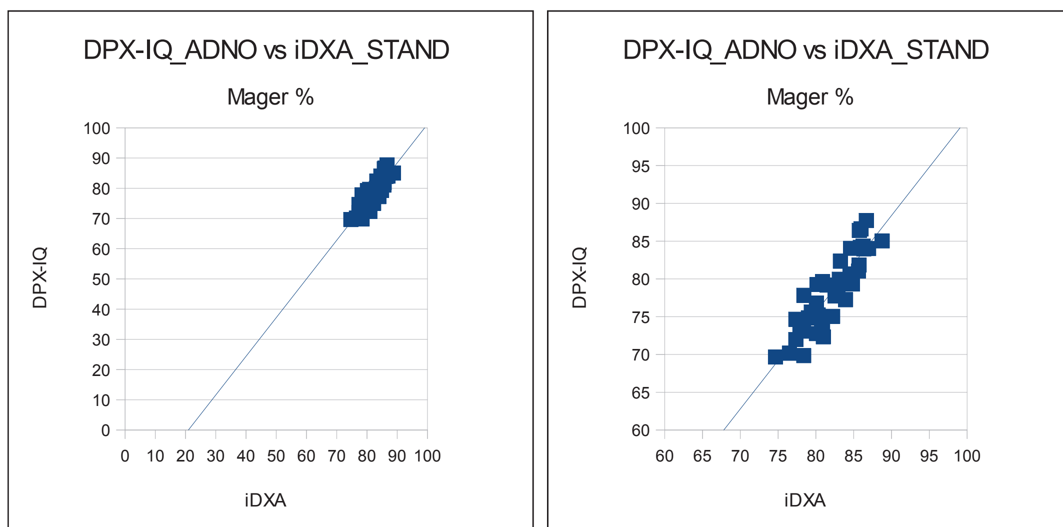


Abbildung A.4.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 60 bis 100 %)

Tabelle A.7.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$

Mager (%)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ	78,20	5,00	6,39	$y = 1,28x - 26,82$	0,79	2,33
iDXA	82,03	3,46	4,22			
|Diff.|	3,84	1,53	2,17			

Durch die Einteilung der Tiere in verschiedene Gewichtsklassen wurden folgende Ergebnisse erzielt:

Tabelle A.8.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (%) mittels DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R^2**	**RMSE**
IQ	79,13	5,24	6,62	$y = 1,38x - 34,76$	0,81	2,32
iDXA	82,66	3,43	4,15			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R^2**	**RMSE**
IQ	76,93	4,49	5,83	$y = 1,12x - 14,15$	0,73	2,39
iDXA	81,18	3,42	4,22			

A.1.3. Knochenmineralgehalt (BMC %)

A.1.3.1. DPX-IQ "Adult Normal" versus iDXA "Dick"

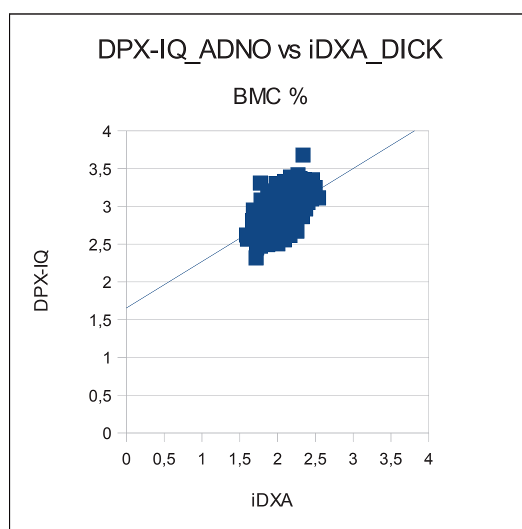


Abbildung A.5.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (%) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$

Tabelle A.9.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (%) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$

BMC (%)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R^2**	**RMSE**
IQ	2,92	0,22	7,65	$y = 0,62x + 1,65$	0,28	0,19
iDXA	2,05	0,19	9,28			
|Diff.|	0,86	0,03	1,64			

Die Unterteilung der Tiere in die verschiedenen Gewichtsbereiche ergab folgende Ergebnisse:

Tabelle A.10.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (%) mittels DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{DICK}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ	2,95	0,25	8,52	$y = 0,84x + 1,11$	0,37	0,2
iDXA	2,18	0,18	8,32			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	2,91	0,22	7,58	$y = 0,8x + 1,26$	0,33	0,18
iDXA	2,05	0,16	7,68			
>100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	2,91	0,19	6,53	$y = 0,59x + 1,79$	0,25	0,17
iDXA	1,9	0,16	8,42			

A.1.3.2. DPX-IQ "Adult Normal" versus iDXA "Standard"

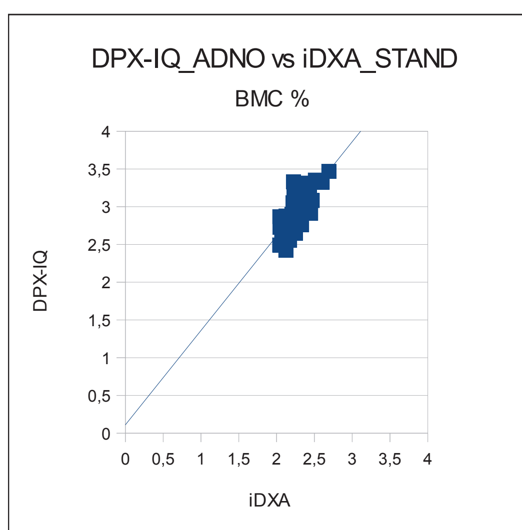


Abbildung A.6.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (%) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$

Tabelle A.11.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (%) zwischen DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$

BMC (%)	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	2,94	0,25	8,61	$y = 1,25x + 0,11$	0,55	0,17
iDXA	2,26	0,15	6,62			
|Diff.|	0,68	0,10	1,99			

Die Ergebnisse der Untersuchung in den verschiedenen Gewichtsklassen wird in der folgenden Tabelle dargestellt.

Tabelle A.12.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (%) mittels DPX-IQ_{ADNO} und $iDXA_{STAND}$ nach Gewichtsklassen sortiert

<80 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	2,91	0,28	9,62	$y = 1,42x - 0,3$	0,61	0,18
iDXA	2,27	0,15	6,82			
80-100 kg	**MW**	**STABW**	**VC (%)**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
IQ	2,98	0,21	7,12	$y = 1,01x + 0,69$	0,49	0,16
iDXA	2,26	0,15	6,52			

A.2. Vergleich des Lunar DPX-IQ “Pädiatrie Large” mit dem Lunar iDXA “Dick” und “Standard” anhand lebender Schafe als Tiermodell

A.2.1. Fettgewebe (%)

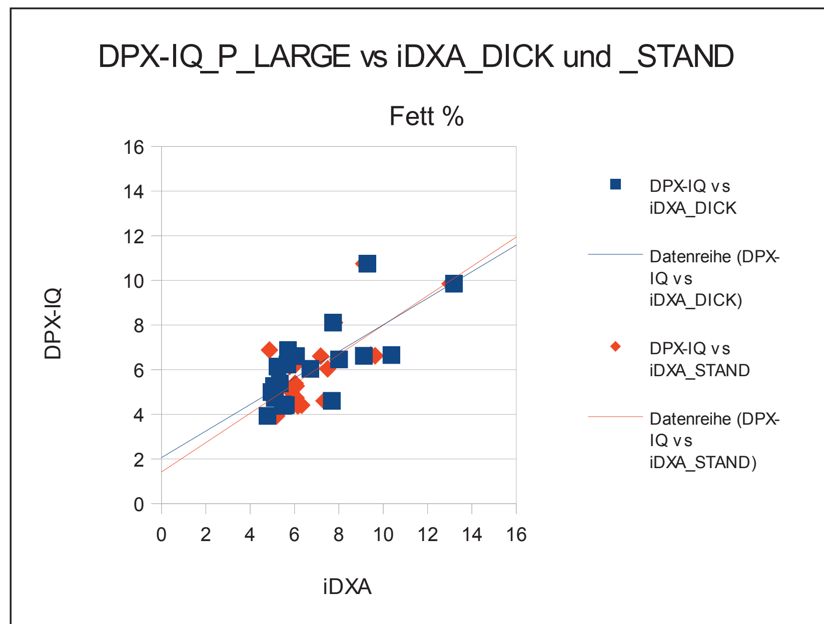


Abbildung A.7.: Vergleich der Fettgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{DICK\ und\ STAND}$

Tabelle A.13.: Vergleich der Fettgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ_{P_LARGE} und $iDXA_{DICK\ und\ STAND}$

Fett (%)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R^2	RMSE
IQ P_LARGE	6,12	1,79	29,28	$y = 0,59x + 2,06$	0,54	1,83
iDXA DICK	6,83	2,22	32,56			
IQ P_LARGE	6,12	1,79	29,28	$y = 0,66 + 1,42$	0,51	1,29
iDXA STAND	7,15	1,95	27,23			

A.2.2. Magerweichgewebe (%)

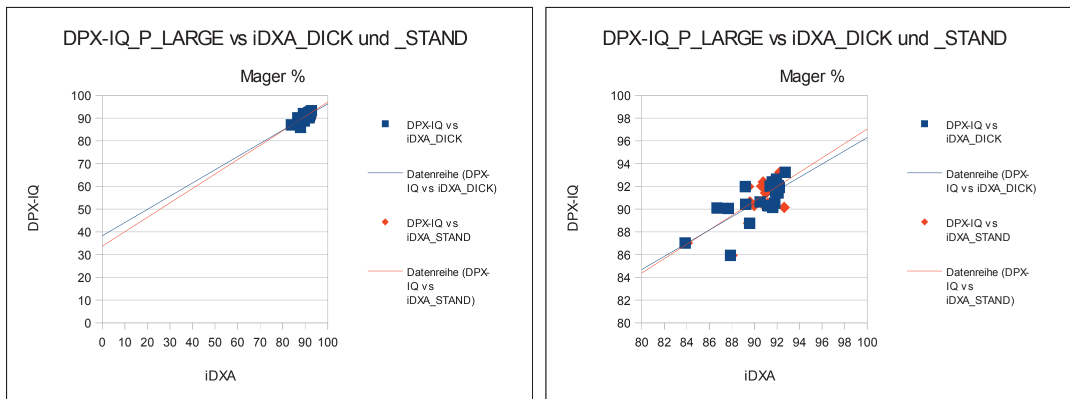


Abbildung A.8.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ$_{\text{P_LARGE}}$ und iDXA$_{\text{DICK und STAND}}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 80 bis 100 %)

Tabelle A.14.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ$_{\text{P_LARGE}}$ und iDXA$_{\text{DICK und STAND}}$

Mager (%)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ P_LARGE	90,67	1,81	2,00	$y = 0,58x + 38,3$	0,54	1,27
iDXA DICK	90,32	2,30	2,54			
IQ P_LARGE	90,67	1,81	2,00	$y = 0,63x + 33,74$	0,49	1,33
iDXA STAND	89,94	2,01	2,24			

A.2.3. Knochenmineralgehalt (BMC %)

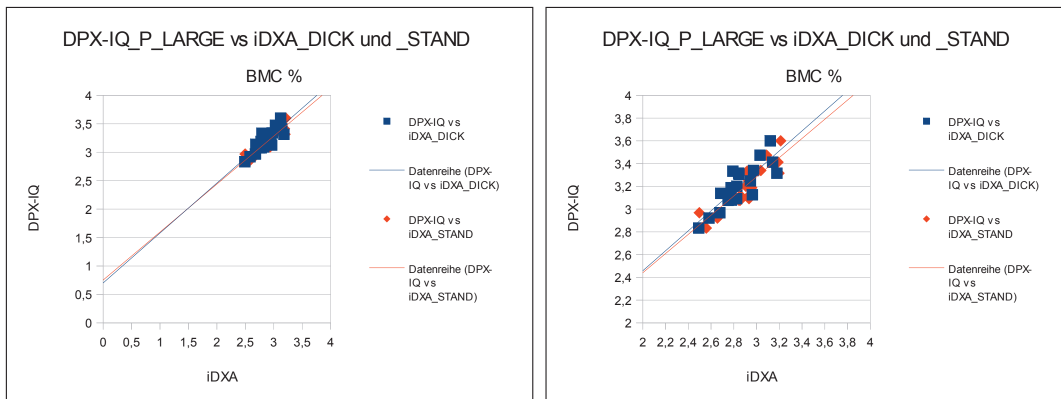


Abbildung A.9.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (%) zwischen DPX-IQ$_{\text{P_LARGE}}$ und iDXA$_{\text{DICK und STAND}}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 2 bis 4 %)

Tabelle A.15.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (%) zwischen DPX-IQ$_{\text{P_LARGE}}$ und iDXA$_{\text{DICK und STAND}}$

BMC (%)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R^2	RMSE
IQ P_LARGE	3,20	0,19	5,91	$y = 0,88x + 0,7$	0,71	0,1
iDXA DICK	2,85	0,18	6,37			
IQ P_LARGE	3,20	0,19	5,91	$y = 0,84x + 0,75$	0,75	0,1
iDXA STAND	2,91	0,19	6,67			

A.3. Vergleich des Lunar DPX-IQ "Pädiatrie Small" mit dem Lunar iDXA "Dick" und "Standard" anhand der Schaf-Schlachtkörper als Tiermodell

A.3.1. Fettgewebe (%)

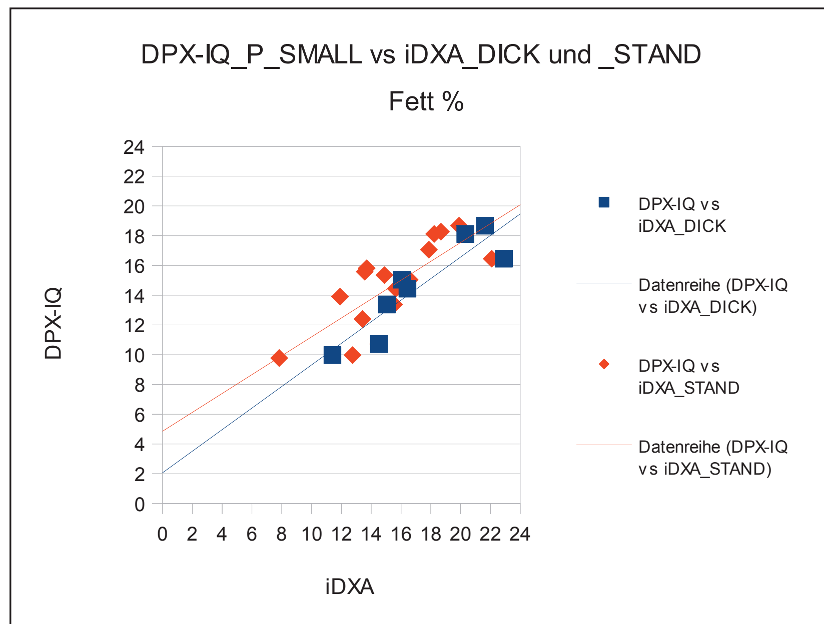


Abbildung A.10.: Vergleich der Fettgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ$_{\mathrm{P_SMALL}}$ und iDXA$_{\mathrm{DICK\ und\ STAND}}$

Tabelle A.16.: Vergleich der Fettgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ$_{\mathrm{P_SMALL}}$ und iDXA$_{\mathrm{DICK\ und\ STAND}}$

Fett (%)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R^2	RMSE
IQ P_SMALL	14,60	3,18	21,76	$y = 0,72x + 2,07$	0,81	1,49
iDXA DICK	17,29	3,95	22,83			
IQ P_SMALL	14,68	2,76	18,77	$y = 0,63x + 4,86$	0,59	1,81
iDXA STAND	15,49	3,35	21,62			

A.3.2. Magerweichgewebe (%)

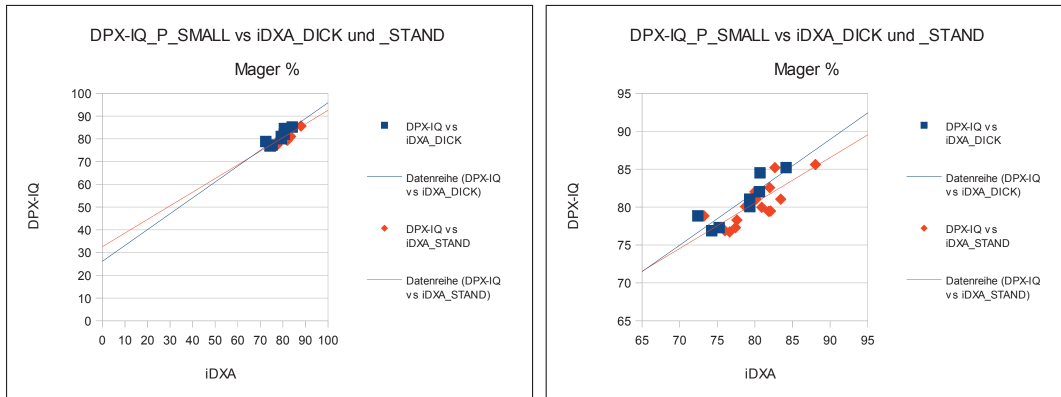


Abbildung A.11.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ$_{\text{P_SMALL}}$ und iDXA$_{\text{DICK und STAND}}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 65 bis 95 %)

Tabelle A.17.: Vergleich der Magerweichgewebemessungen (%) zwischen DPX-IQ$_{\text{P_SMALL}}$ und iDXA$_{\text{DICK und STAND}}$

Mager (%)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R²	RMSE
IQ P_SMALL	80,73	3,09	3,83	$y = 0,7x + 26,14$	0,78	1,56
iDXA DICK	78,25	3,92	5,01			
IQ P_SMALL	80,56	2,73	3,39	$y = 0,6x + 32,58$	0,55	1,89
iDXA STAND	80,05	3,39	4,24			

A.3.3. Knochenmineralgehalt (BMC %)

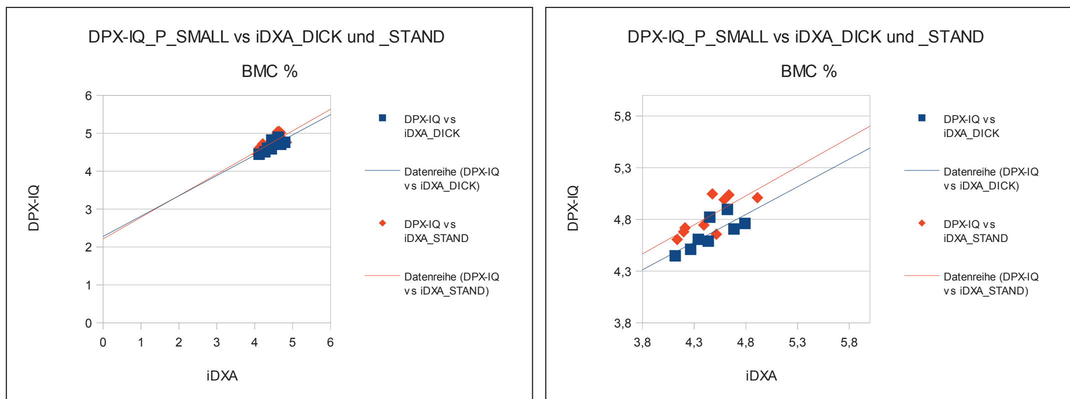


Abbildung A.12.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (%) zwischen DPX-IQ$_{\mathrm{P_SMALL}}$ und iDXA$_{\mathrm{DICK\ und\ STAND}}$ (rechts Skalierung eingeschränkt von 3,8 bis 5,8 %)

Tabelle A.18.: Vergleich der Knochenmineralgehaltsmessungen (%) zwischen DPX-IQ$_{\mathrm{P_SMALL}}$ und iDXA$_{\mathrm{DICK\ und\ STAND}}$

BMC (%)	MW	STABW	VC (%)	Regressionsgerade	R^2	RMSE
IQ $_{\mathrm{P_SMALL}}$	4,67	0,16	3,34	$y = 0,54x + 2,28$	0,60	0,11
iDXA $_{\mathrm{DICK}}$	4,46	0,23	5,06			
IQ $_{\mathrm{P_SMALL}}$	4,75	0,19	3,92	$y = 0,57x + 2,21$	0,50	0,14
iDXA $_{\mathrm{STAND}}$	4,46	0,23	5,18			

A.4. Ergebnisse des Vergleiches verschiedener iDXA-Modi miteinander

Als unabhängige Variable wurde bei jedem der folgenden Vergleiche der Modus “Dick” des iDXA gewählt.

A.4.1. Vergleich der Modi iDXA "Dick" und iDXA "Standard" anhand von lebenden Schweinen als Tiermodell

Tabelle A.19.: Vergleich $iDXA_{STAND}$ vs. $iDXA_{DICK}$ anhand lebender Schweine

Fett (%)	**MW**	**STABW**	**VC %**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
iDXA DICK	13,22	3,25	24,57	$y = 1x + 1,61$	0,94	0,82
iDXA STAND	14,86	3,36	22,61			
Mager (%)	**MW**	**STABW**	**VC %**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
iDXA DICK	84,64	3,31	3,91	$y = 1x - 1,62$	0,93	0,87
iDXA STAND	82,89	3,42	4,12			
BMC (%)	**MW**	**STABW**	**VC %**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
iDXA DICK	2,14	0,15	7,06	$y = 0,82x + 0,49$	0,87	0,06
iDXA STAND	2,25	0,13	5,93			

A.4.2. Vergleich der Modi iDXA "Dick" und "Standard" anhand von Eberschlachtkörperhälften

Tabelle A.20.: Vergleich $iDXA_{DICK}$ vs. $iDXA_{STAND}$ anhand Eberschlachtkörperhälften

Fett (%)	**MW**	**STABW**	**VC %**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
iDXA DICK	13,15	2,21	16,77	$y = 0,98x + 0,46$	0,99	0,19
iDXA STAND	13,34	2,17	16,25			
Mager (%)	**MW**	**STABW**	**VC %**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
iDXA DICK	84,78	2,31	2,72	$y = 0,98x + 1,51$	0,99	0,20
iDXA STAND	84,58	2,27	2,68			
BMC (%)	**MW**	**STABW**	**VC %**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
iDXA DICK	2,07	0,13	6,42	$y = 1,00x + 0,02$	0,99	0,02
iDXA STAND	2,08	0,13	6,39			

A.4.3. Vergleich der Modi iDXA "Dick" und "Standard" anhand von lebenden Schafen als Tiermodell

Tabelle A.21.: Vergleich $iDXA_{DICK}$ vs. $iDXA_{STAND}$ anhand lebender Schafe

Fett (%)	MW	STABW	VC %	Regressionsgerade	R²	RMSE
iDXA DICK	6,83	2,22	32,56	$y = 0,85x + 1,36$	0,94	0,5
iDXA STAND	7,15	1,95	27,23			
Mager (%)	**MW**	**STABW**	**VC %**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
iDXA DICK	90,32	2,30	2,54	$y = 0,84x + 13,67$	0,93	0,55
iDXA STAND	89,94	2,01	2,24			
BMC (%)	**MW**	**STABW**	**VC %**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
iDXA DICK	2,85	0,18	6,37	$y = 0,99x + 0,09$	0,86	0,08
iDXA STAND	2,91	0,19	6,67			

A.4.4. Vergleich der Modi iDXA "Dick" und "Standard" anhand von Schaf-Schlachtkörpern

Tabelle A.22.: Vergleich $iDXA_{DICK}$ vs. $iDXA_{STAND}$ anhand Schaf-Schlachtkörper

Fett (%)	MW	STABW	VC %	Regressionsgerade	R²	RMSE
iDXA DICK	6,26	2,13	33,95	$y = 0,75x + 3,94$	0,95	0,70
iDXA STAND	6,74	1,51	22,48			
Mager (%)	**MW**	**STABW**	**VC %**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
iDXA DICK	90,91	2,21	2,43	$y = 0,74x + 20,96$	0,94	0,78
iDXA STAND	90,34	1,58	1,75			
BMC (%)	**MW**	**STABW**	**VC %**	**Regressionsgerade**	**R²**	**RMSE**
iDXA DICK	2,83	0,21	7,37	$y = 1,1x - 0,4$	0,90	0,09
iDXA STAND	2,92	0,21	7,16			

B. Ergebnisse der Untersuchung der Genauigkeit und Präzision des GE Lunar DPX-IQ mit dem "Variable Composition Phantom" aus der Dissertation von Anja Ruge 2006

B.1. Modus Adult

B.1.1. "Adult Normal"

Tabelle B.1.: VCP-Messergebnisse für "Adult Normal" mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Adult Normal	"Low Fat" 8,3%	"Medium Fat" 22,3%	"High Fat" 43,5%
Mittelwert	6,35	21,25	43,83
Standardabweichung	0,45	0,35	0,31
VC (%)	7,10	1,65	0,71

B.1.2. "Adult Schnell"

Tabelle B.2.: VCP-Messergebnisse für "Adult Schnell" mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Adult Schnell	"Low Fat" 8,3%	"Medium Fat" 22,3%	"High Fat" 43,5%
Mittelwert	8,63	22,80	45,85
Standardabweichung	0,75	1,07	0,33
VC (%)	8,70	4,68	0,72

B.1.3. “Adult Screening”

Tabelle B.3.: VCP-Messergebnisse für “Adult Screening” mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Adult Screening	“Low Fat” 8,3%	“Medium Fat” 22,3%	“High Fat” 43,5%
Mittelwert	8,28	22,95	45,53
Standardabweichung	1,03	0,78	0,75
VC (%)	12,50	3,38	1,65

B.2. Modus Pädiatrie

B.2.1. “Pädiatrie Small”

Tabelle B.4.: VCP-Messergebnisse für “Pädiatrie Small” mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Pädiatrie Small	“Low Fat” 8,3%	“Medium Fat” 22,3%	“High Fat” 43,5%
Mittelwert	7,43	18,93	43,45
Standardabweichung	0,98	0,74	0,81
VC (%)	13,26	3,92	1,86

B.2.2. “Pädiatrie Medium”

Tabelle B.5.: VCP-Messergebnisse für “Pädiatrie Medium” mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Pädiatrie Medium	“Low Fat” 8,3%	“Medium Fat” 22,3%	“High Fat” 43,5%
Mittelwert	6,58	19,13	42,98
Standardabweichung	0,41	1,23	0,89
VC (%)	6,26	6,42	2,08

B.2.3. “Pädiatrie Large”

Tabelle B.6.: VCP-Messergebnisse für “Pädiatrie Large” mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Pädiatrie Large	“Low Fat” 8,3%	“Medium Fat” 22,3%	“High Fat” 43,5%
Mittelwert	9,53	23,83	46,03
Standardabweichung	0,22	0,51	0,39
VC (%)	2,33	2,12	0,86

Danksagung

Mein besonders herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. Armin Scholz für die Überlassung des interessanten Themas und die stets freundliche und tatkräftige Unterstützung bei der Anfertigung der Doktorarbeit.

Vielen Dank auch an Frau Dr. Maren Bernau für ihre engagierte Mithilfe bei der Durchführung des praktischen Teils.

Mein Dank gilt auch Herrn Gert Kaiser, Herrn Max Schachtner, Herrn Martin Burgmeister, Herrn Florian Obersojer und dem ganzen restlichen Team des Schweinebereichs für die Unterstützung an den langen Scan-Tagen.

Ein herzliches Dankeschön gebührt Herrn Reinhold Mahlein der Firma “General Electrics” für die Bereitschaft jederzeit meine Fragen bezüglich der beiden DXA-Geräte zu beantworten.

Bei Frau Elke Pappenberger möchte ich mich bedanken, weil sie stets ein offenes Ohr für meine Probleme hatte.

Des Weiteren möchte ich mich bei Herrn Boris Thaser für seine Hilfe bei der Textverarbeitung bedanken.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern, Emese und György Wenczel, die mir das Veterinärstudium ermöglichten und immer aufmunternde Worte an stressigen Tagen parat hatten.

Ganz besonders lieben Dank möchte ich auch meinem Ehemann Matthias Wenczel zukommen lassen für die Hilfe bei den statistischen Fragen sowie für die kritische Durchsicht des Manuskripts. Danke für die Geduld, die Unterstützung und die Kraft die du mir gibst!